

**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ**  
**ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY**

**FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION**  
**DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS**

## **ANALÝZA MĚŘENÝCH PARAMETRŮ KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU**

**ANALYSIS OF MEASURED PARAMETERS OF THE CARDIOVASCULAR SYSTEM**

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**  
BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**  
AUTHOR

**JAKUB LYSOŇ**

**VEDOUCÍ PRÁCE**  
SUPERVISOR

**Ing. JIŘÍ KRATOCHVÍLA**

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
Elektronika a sdělovací technika

**Student:** Jakub Lysoň

**ID:** 125526

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2011/2012

## NÁZEV TÉMATU:

### Analýza měřených parametrů kardiovaskulárního systému

#### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Proveďte rešerši problematiky měření parametrů kardiovaskulárního systému. Seznamte se s možnostmi měření těchto parametrů počítačovým systémem Biopac. Zaměřte se na možnosti měření elektrické aktivity srdce a krevního tlaku. Předložte vlastní metodický postup měření pomocí systému Biopac a toto měření realizujte pro zvolený počet osob. Ukažte statistický postup ověřování hypotéz v této problematice.

Naměřená data přeneste z prostředí Biopac do prostředí Matlab. Vytvořte funkce v Matlabu pro časovou a frekvenční analýzu měřených dat včetně variability srdeční frekvence a včetně automatické detekce tepové frekvence ze záznamu elektrické aktivity srdce. V grafickém prostředí Matlabu vytvořte rozhraní pro prezentaci dat.

#### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] TROJAN, S. a kol. Lékařská fyziologie. Praha: Grada Publishing, 2003.

[2] ZAPLATÍLEK, K.; DOŇAR, B. MATLAB začínáme se signály. Praha: BEN - technická literatura, 2006

**Termín zadání:** 6.2.2012

**Termín odevzdání:** 10.8.2012

**Vedoucí práce:** Ing. Jiří Kratochvíla

**Konzultanti bakalářské práce:**

**prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida**  
Předseda oborové rady

#### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Tato bakalářská práce objasňuje elektrickou aktivitu srdce měřením dvanáctisvodového EKG. Pro měření je určen diagnostický systém Biopac, spolu s počítačovým program Acqknowledge. Pro zjištění vlivu zátěže na zvýšení krevního tlaku a tepové frekvence je navržena vlastní ověřovací metoda. Pomocí statistického postupu ověřování hypotéz v této problematice jsou vyhodnoceny výsledky měření. Pro analýzy naměřených dat v časové a frekvenční oblasti byl využit program Matlab, do kterého byly naměřené průběhy importovány. Byly vytvořeny funkce, které jsou v prostředí Guide implementovány do grafické podoby programu.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Elektrokardiografie, EKG, srdce, krevní tlak, statistický test, Biopac, Matlab, Guide, HRV, tachogram, výkonové spektrum.

## **ABSTRACT**

This bachelor thesis talks about the measurement of heart electrical activity by twelve lead ECG. The diagnostic system Biopac is used for measurement, featured by the computer program Acqknowledge. The own authentic method is designed to detect effect of load on increasing in blood pressure and heartbeat. Using a statistical procedure for testing hypotheses in this area the measurement results will be evaluated. For the analysis of measured data in time and frequency domain was used program Matlab, in which the measured results were imported. It was created functions that are implemented in an medium of Guide to the graphic design program.

## **KEYWORDS**

Electrocardiography, ECG, heart, blood pressure, statistical hypothesis testing, Biopac, Matlab, Guide, HRV, tachogram, PSD.

LYSONĚ, J. *Analýza měřených parametrů kardiovaskulárního systému*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky, 2012. 52s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: ing. Jiří Kratochvíla.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Analýza měřených parametrů kardiovaskulárního systému jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne .....

.....

Jakub Lysoň

## PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce ing. Jiřímu Kratochvílovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne .....

.....

Jakub Lysoň

# OBSAH

Seznam obrázků

Seznam tabulek

Úvod	1
<b>1 SRDCE</b>	<b>2</b>
1.1 Anatomie srdce .....	2
1.1.1 Popis srdce .....	3
1.2 Činnost srdce.....	3
<b>2 ELEKTROKARDIOGRAFIE</b>	<b>5</b>
2.1 Elektrokardiogram .....	5
2.1.1 Vznik EKG .....	5
2.1.2 Rozložení EKG .....	5
2.1.3 Vznik podráždění a jeho vedení na srdci .....	7
2.2 Snímání elektrické aktivity srdce.....	7
2.2.1 Elektrody.....	9
<b>3 BIOPAC</b>	<b>10</b>
3.1 Hlavní části systému Biopac .....	10
3.2 Připojení elektrod.....	11
3.3 Nastavení programu Acqknowledge.....	12
<b>4 KREVNÍ TLAK</b>	<b>13</b>
4.1 Definice krevního tlaku .....	13
4.2 Laminární a turbulentní proudění krve .....	14
4.3 Metody měření krevního tlaku.....	15
4.3.1 Nepřímé měření krevního tlaku .....	15
4.3.2 Auskultační metoda .....	15
4.3.3 Zdroje chyb u auskultační metody.....	17
<b>5 POSTUP MĚŘENÍ EKG A KREVNÍHO TLAKU</b>	<b>18</b>
<b>6 VÝBĚR DAT KE STATISTICKE ANALÝZE</b>	<b>18</b>

<b>7</b>	<b>STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT</b>	<b>19</b>
7.1	Ověření normálního rozdělení .....	19
7.1.1	Vzorový příklad výpočtu chí kvadrát testu .....	20
7.1.2	Výsledky ověření normálního rozdělení .....	23
7.2	Statistické ověření vlivu zátěže .....	23
7.2.1	Oboustranný párový t-test .....	23
7.2.2	Příklad výpočtu pro systolický tlak .....	23
7.2.3	Jednostranný párový t-test .....	26
7.2.4	Příklad výpočtu pro systolický tlak .....	26
7.2.5	Výsledky t-testu .....	28
<b>8</b>	<b>ANALÝZY V PROSTŘEDÍ MATLAB</b>	<b>29</b>
8.1	Přenos dat z Acqknowledge do Matlabu .....	29
8.2	Funkce zobrazující signál v časové oblasti .....	29
8.2.1	Odstranění plavání signálu .....	30
8.2.2	Odstranění síťového šumu (50Hz) .....	31
8.2.3	Odstranění stejnosměrné složky .....	32
8.2.4	Detekce R vln .....	33
8.3	Funkce zobrazující signál ve frekvenční oblasti .....	35
8.3.1	Odstranění plavání signálu .....	36
8.3.2	Odstranění síťového šumu (50Hz) .....	36
8.3.3	Odstranění stejnosměrné složky .....	37
8.4	Hodnocení variability srdeční frekvence .....	38
8.4.1	HRV v časové oblasti – Tachogram .....	38
8.4.2	Porovnání výsledků repetitivních RR intervalů z prostředí Matlab a Acqknowledge .....	39
8.4.3	HRV ve frekvenční oblasti - Výkonové spektrum .....	40
8.4.4	Porovnání výsledků výkonových spekter s praxí .....	43
8.5	Automatický detektor tepové frekvence .....	43
<b>9</b>	<b>GRAFICKÉ ROZHŘANÍ GUIDE</b>	<b>45</b>
<b>10</b>	<b>ZÁVĚR</b>	<b>48</b>
	<b>LITERATURA</b>	<b>50</b>
	<b>Příloha: Obsah CD-ROM</b>	<b>52</b>

# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Srdce [16] .....	2
Obr. 2 Fáze činnosti srdce [3] .....	3
Obr. 3 Historické měření EKG [17].....	5
Obr. 4 EKG průběh [18] .....	6
Obr. 5 Šíření podráždění srdcem [3].....	7
Obr. 6 Bipolární svody [19].....	8
Obr. 7 Hrudní svody [25].....	8
Obr. 8 Samolepící elektrody pro snímání EKG [20] .....	9
Obr. 9 Systém Biopac [6] .....	10
Obr. 10 Připojení elektrod na člověka [6].....	11
Obr. 11 Připojení hrudních elektrod na člověka [6] .....	12
Obr. 12 Záznam z měření programem Acqknowledge.....	12
Obr. 13 Měření krevního tlaku [21].....	13
Obr. 14 Laminární a turbulentní proudění krve [23] .....	14
Obr. 15 Auskultační metoda [22] .....	16
Obr. 16 Průběh určování systolického a diastolického tlaku Korotkovovými zvuky[24] .....	17
Obr. 17 Histogram naměřených dat .....	21
Obr. 18 Kritické hodnoty chí kvadrát testu [8] .....	22
Obr. 19 Kritické hodnoty oboustranného t-testu [8].....	25
Obr. 20 Kritické hodnoty jednostranného t-testu[8] .....	27
Obr. 21 Původní signál a jeho přiblížení. ....	30
Obr. 22 Původní signál a odstranění plavání signálu.....	31
Obr. 23 Původní signál a signál po odstranění 50 Hz.....	32
Obr. 24 Původní signál a signál po odstranění stejnosměrné složky.....	32
Obr. 25 Blokové schéma detekce RR intervalů .....	33
Obr. 26 Původní průběh a nadetekované RR intervaly .....	35
Obr. 27 Původní amplitudové spektrum a spektrum odstranění signálu .....	36
Obr. 28 Původní amplitudové spektrum a spektrum odstranění 50 Hz .....	37
Obr. 29 Přiblížené amplitudové spektrum a spektrum po odstranění stejnosměrné složky	



.....	37
Obr. 30 Tachogram – porovnání průběhů před a po zátěži. ....	39
Obr. 31 Tachogramy z klinické praxe [10].....	39
Obr. 32 Výkonové spektrum se spočteným poměrem spektrálních hustot.....	41
Obr. 33 Základní postup výpočtu periodogramu [12] .....	42
Obr. 34 Výkonové spektrum metodou periodogramu .....	42
Obr. 35 Výkonová spektra z klinické praxe [10].....	43
Obr. 36 Varovná hláška po nenačtení souboru. ....	45
Obr. 37 Pop-up menu použité v programu .....	46
Obr. 38 Program za chodu. ....	46
Obr. 39 Úvodní panel programu .....	47

# SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Časový průběh EKG [1] .....	6
Tab. 2 Průměrné naměřené hodnoty pro klidový stav .....	19
Tab. 3 Průměrné naměřené hodnoty pro stav po zátěži .....	19
Tab. 4 Naměřená data pro repetici RR intervalu .....	20
Tab. 5 Ilustrační přehledová tabulka výsledků z předešlé kapitoly .....	23
Tab. 6 Tabulka hodnot systolického tlaku .....	23
Tab. 7 Výsledky pro oboustranný t-test .....	28
Tab. 8 Výsledky pro jednostranný t-test .....	28
Tab. 9 Porovnání repetitivních RR intervalů z prostředí Matlab a Acqknowledge .....	40
Tab. 10 Hodnoty HRV z praxe. [11] .....	43
Tab. 11 Naměřená data vybraného pacienta metodou periodogramu .....	43
Tab. 12 Porovnání tepové frekvence .....	44

# ÚVOD

Elektrokardiografie je základní vyšetřovací metoda v kardiografii, založená na snímání a zobrazení elektrické aktivity srdečního svalu ve formě elektrokardiogramu.

Vyšetření EKG je součástí většiny klinických vyšetření. Proto správný popis EKG křivky je důležitý a má spolu s anamnézou a klinickým obrazem velký význam pro stanovení diagnózy.

Tuto práci je možné rozdělit do čtyř základních částí. První část, teoretická, vyžaduje seznámení s fyziologií srdce, parametry kardiovaskulárního systému, počítačovým programem Acqknowledge a systémem Biopac, dvanáctisvodovým EKG a konečným statistickým vyhodnocením.

Dalším blokem práce je pak praktická část, ve které je navržen protokol o postupu měření EKG. Toto měření bylo realizováno na deseti dobrovolnících před a po zátěži. Ihned po měření, před a po zátěži, byl rovněž změřen krevní tlak auskultační metodou a u vybraných osob byla změřena palpačně tepová frekvence.

Statistická část se zabývá ověřením vlivu zátěže na vybrané parametry. Tyto parametry se nejprve vystaví chí kvadrát testu, který ověří normální rozdělení dat, jako nutný předpoklad pro další ověřování vlivu zátěže pomocí parametrického t testu. Měření na deseti lidech splňuje podmínku pro použití statistických metod a v závěru jsou pak dosažené výsledky konzultovány.

V poslední, stěžejní části bakalářské práce je nutné přenést data do programového prostředí Matlab, kde jsou naměřená data podrobena analýze. Součástí programu Matlab je rovněž nástroj pro tvorbu grafického prostředí, Guide. Zde byla vytvořena aplikace pro prezentaci a jsou zde implementovány vytvořené funkce pro analýzu, časovou a frekvenční, naměřených dat. Dle zadání byly vytvořeny funkce pro automatickou detekci tepové frekvence a hodnocení variability srdeční frekvence.

# 1 SRDCE

Srdce, latinsky cor, je dutý svalový orgán, který svými pravidelnými kontrakcemi zajišťuje neustálý oběh nejen krve tělem.

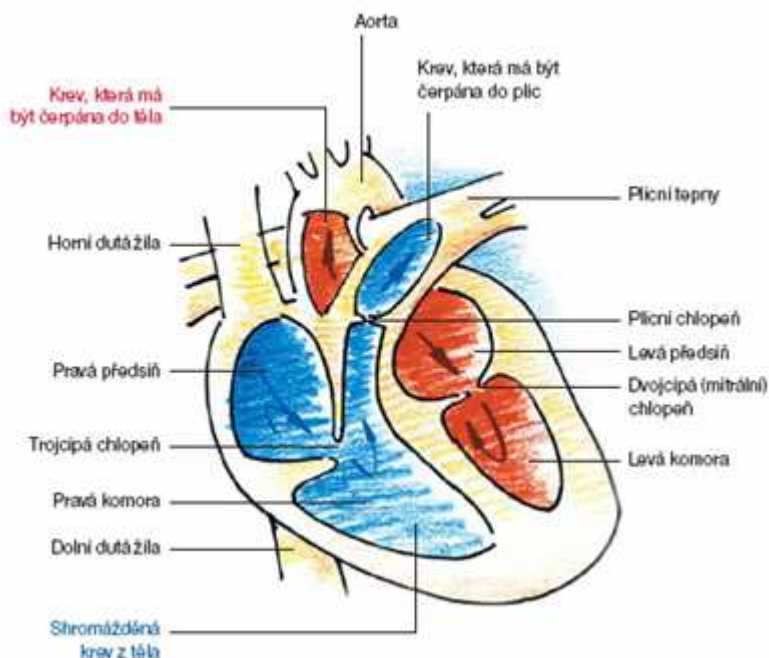
## 1.1 Anatomie srdce

Srdce čerpá krev do cévního systému: pravá komora do malého (plicního) oběhu a levá komora do velkého (systémového) oběhu. Srdce a cévy (céva - vas) tvoří uzavřený systém. Ze srdce prochází krev tepnami (arteriemi), nejtenčí cévy ve tkáních jsou vlásečnice. A do srdce se krev vrací žilami.

Srdeční činnost charakterizuje několik vlastností:

1. Automacie: schopnost stahovat se bez vnějších podnětů, která je dána spontánní a elektrickou aktivitou buněk převodního systému.
2. Rytmicita: pravidelné střídání stahu (systola) a relaxace (diastola).
3. Vodivost: koordinované šíření vzruchové aktivity v srdci.
4. Dráždivost: vznik vzruchů na podněty.
5. Kontraktilita: stažlivost.

Chorobami srdce se zabývá kardiologie.



Obr. 1 Srdce [16]

### 1.1.1 Popis srdce

Srdce má 4 dutiny: dvě síně (*atria*) a dvě komory (*ventricula*). Z těla přitéká odkysličená krev dutými žilami do pravé síně a z ní přes trojcípou chlopně do pravé komory. Odtud jde krev plicními tepnami do plic a okysličená se vrací čtyřmi plicními žilami do levé síně. Přes dvojcípou chlopně teče krev do levé komory, pak do srdečnice a do těla. Poloměsíčitě chlopně na začátku aorty a plicnice brání zpětnému toku krve z těchto tepen do komor. Pravá síň a komora tvoří tzv. pravé srdce, které je přepážkou odděleno do levé síně a komory, tzv. levé srdce.

Vnitřní výstelku srdce tvoří nitroblána (endokard), střední vrstva je svalová (myokard). Povrch srdce kryje povrchová blána (epikard), která přechází podél cév jdoucích do srdce v zevní obal srdce osrdečník (perikard). Epikard a perikard vytvářejí uzavřený prostor s malým množstvím tekutiny, který usnadňuje pohyby srdce.

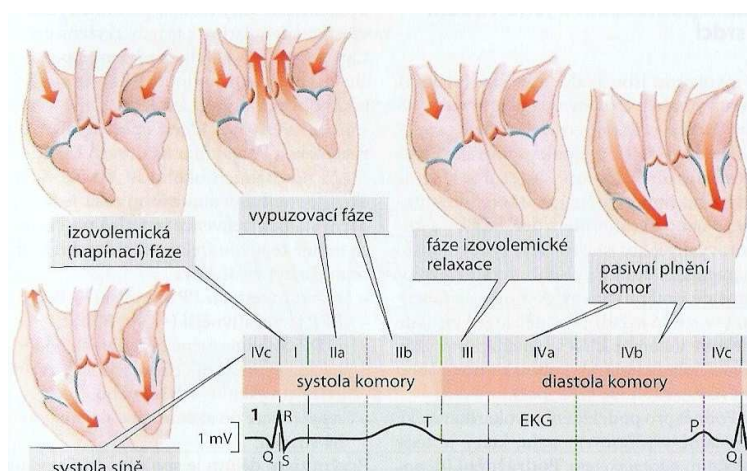
Většinu svaloviny srdeční představuje tzv. pracovní myokard, který se stahuje a čerpá krev. Zdrojem podnětů pro činnost pracovního myokardu jsou vzruchy, které vznikají a jsou vedeny ve zvláštních svalových buňkách, v tzv. převodním systému srdečním. Podnět vzniká v sinoatriálním uzlu, který je tzv. fyziologický pacemaker srdce. Podráždění se z něho šíří myokardem a preferenčními síňovými drahami do atrioventrikulárního uzlu, dále Hisovým svazkem, Tawarovými raménky a Purkyňovými vlákny, která přenášejí podráždění na pracovní myokard.[9]

## 1.2 Činnost srdce

Srdeční frekvence činí v klidu 60-80 tepů/minutu. To znamená, že přibližně za 1s proběhnou 4 fáze činnosti srdečních komor:

1. Napínací fáze
2. Vypuzovací fáze systoly
3. Relaxační fáze
4. Plnicí fáze diastoly

Těmto mechanickým fázím srdeční aktivity (srdeční revoluce) předchází elektrické podráždění síní a komor.



Obr. 2 Fáze činnosti srdce [3]

Srdeční chlopně určují směr proudění v srdci, ze síní do komor (IV. fáze) a odtud do aorty či plicnice (II. fáze). Během fáze I. a III. jsou všechny chlopně uzavřeny. Otevírání a zavírání chlopní je dáno tlaky na jejich obou stranách. Na konci diastoly komor se depolarizuje sinusový uzel (počátek vlny P v EKG), síně se kontrahují a hned potom jsou aktivovány komory (komplex QRS). Nitrokomorový tlak začíná stoupat a převyší tlak v síních, takže se uzavřou cípate chlopně a tím končí diastola. Začíná napínací fáze, během níž se komory kontrahují (všechny chlopně uzavřeny), takže nitrokomorový tlak dál velmi rychle stoupá. Když dosáhne tlak v levé komoře hodnoty okolo 80 mmHg, překročí tlak v aortě a otevřou se aortální a pulmonální chlopně.

Tím je zahájena vypuzovací fáze, během níž dosáhne tlak v levé komoře a aortě maxima okolo 120 mmHg, což odpovídá hladině systolického tlaku. V této fázi je rychle vypuzena největší část tepového objemu, síla proudu krve na začátku aorty stoupá na maximum. Poté ustupuje podráždění myokardu (vlna T) a nitrokomorový tlak začne klesat, až nakonec klesne pod hodnotu tlaku v aortě a v arterii pulmonalis, takže se krátce potom uzavřou poloměšičité chlopně.

Nyní začíná diastola komor relaxační fází. Mezitím se opět naplnily síně, čemuž napomohl sací účinek komorové systoly způsobený snížením ventilové roviny během vypuzovací fáze. Nitrokomorový tlak prudce klesá a tlak v síních mezitím stoupl, takže se cípate chlopně opět otevírají.

Při fázi plnění teče krev do komor tak rychle, že se komory naplní z 80 % již během čtvrtin trvání diastoly. Plnění se zpomaluje a nakonec se kontrahují síně. Kontrakce síní přispívá při normální srdeční frekvenci k plnění komor asi z 15 %. Při zvýšené frekvenci se srdeční cyklus zkracuje především na úkor diastoly, takže se systola síní stává pro plnění komor významnější.

Rytmická srdeční činnost vyvolává tepovou vlnu, která se šíří arteriálním řečištěm rychlostí tepové vlny, jejíž rychlost je znatelně vyšší než rychlost proudu krve a je větší, čím je cévní stěna méně poddajná.[4]

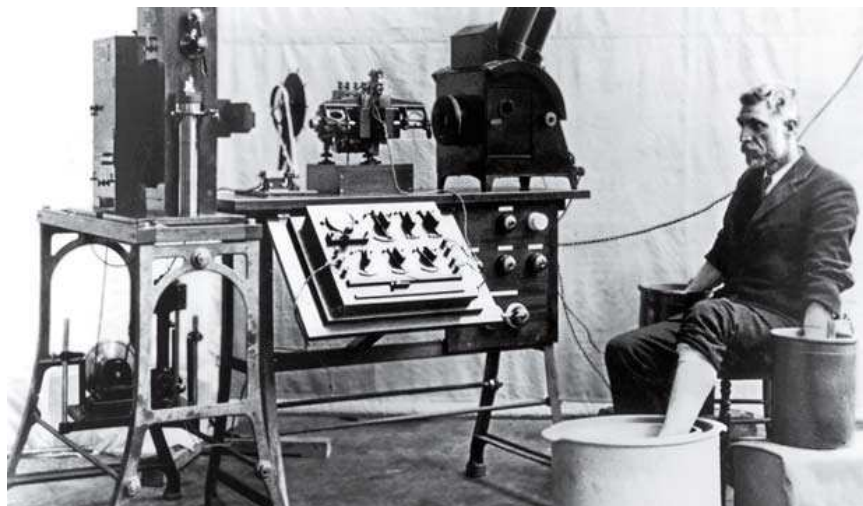
## 2 ELEKTROKARDIOGRAFIE

EKG je standardní neinvazivní metodou funkčního vyšetření elektrické aktivity myokardu. Na rozdíl od CNS, centrální nervové soustavy, vykazuje práce srdce daleko větší synchronnost a repetici. Signál se šíří z myokardu poměrně snadno všemi směry do celého těla, aniž by byl výrazněji zeslabován. EKG signál proto můžeme zaznamenat v poměrně velké amplitudě (jednotky až desítky mV) prakticky na libovolném místě tělesného povrchu.

### 2.1 Elektrokardiogram

#### 2.1.1 Vznik EKG

Pomocí EKG jsou zobrazovány potenciálové rozdíly, které vznikají při podráždění srdce. EKG může informovat o poloze srdce, tepové frekvenci, rytmu, původu a šíření vzruchů a o repolarizaci a poruchách těchto dějů. Nevypovídá však nic o kontrakci a přečerpávacím výkonu srdce. Potenciály, které jsou podkladem EKG, vznikají na rozhraní mezi podrážděnými a nepodrážděnými částmi myokardu. Nepodrážděný, nebo zcela podrážděný (depolarizovaný) myokard nevytváří žádnou změnu potenciálu viditelnou na EKG. Při postupu čela vlny depolarizace myokardem vznikají různé potenciály, které se liší velikostí a směrem. Takové vektory si lze představit jako šipky, jejichž délka je výrazem velikosti potenciálu a směr ukazuje směr potenciálu. Mnoho individuálních vektorů se sčítá do jednoho sumačního, či integrálního vektoru. Ten během podráždění srdce mění velikost i směr, tj. hrot šipky sumačního vektoru opisuje dráhu smyčky, kterou je možno zobrazit na osciloskopu jako vektokardiogram.[1]



Obr. 3 Historické měření EKG [17]

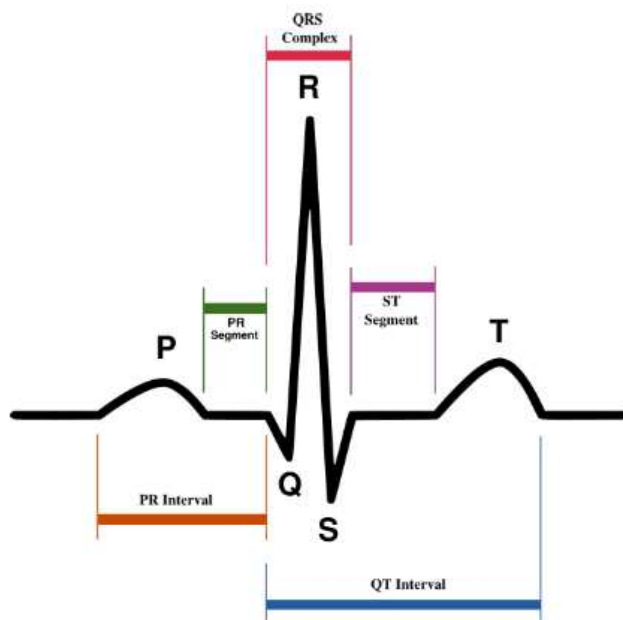
#### 2.1.2 Rozložení EKG

Hodnocení grafického zápisu elektrické činnosti srdečního svalu se provádí na základě znalostí fyziologického průběhu elektrokardiografické křivky, její voltáže a trvání

jednotlivých úseků. Na obrázku 3 je zobrazen průběh fyziologické křivky a vyznačeny intervaly a úseky, které jsou na křivce hodnoceny. Jejich fyziologické hodnoty jsou uvedeny v tabulce 1.

Na průběhu křivky popisujeme vlnu P, komplex QRS a vlnu T. Vlnu U vidíme zřídka. Vlna P vzniká depolarizací síní, komplex QRS (elektrofyzilogický soubor) představuje depolarizační fázi komor. Úsek ST vzniká v depolarizační fázi komor a vlna T znamená ukončení depolarizace komor. Původ vlny U je nejasný. Repolarizace síní není na záznamu EKG patrná, je překryta komplexem QRS. Patologická křivka se vyznačuje změnou voltáže, deformacemi některých vln nebo časovými změnami.

K usnadnění vyhodnocení srdeční frekvence i časového průběhu jedné srdeční akce se pro zápis používá speciální EKG rastrový papír. Rychlost běžného zápisu je 25 mm/s, pouze při některých patologických stavech se používá rychlost 50mm/s. I když moderní přístroje již dnes potřebné údaje vypočítají, zkušení lékaři se stále při hodnocení opírají o tento rastr a případně používají speciální jednoduché EKG pravítko.[3]



Obr. 4 EKG průběh [18]

Tab. 1 Časový průběh EKG [1]

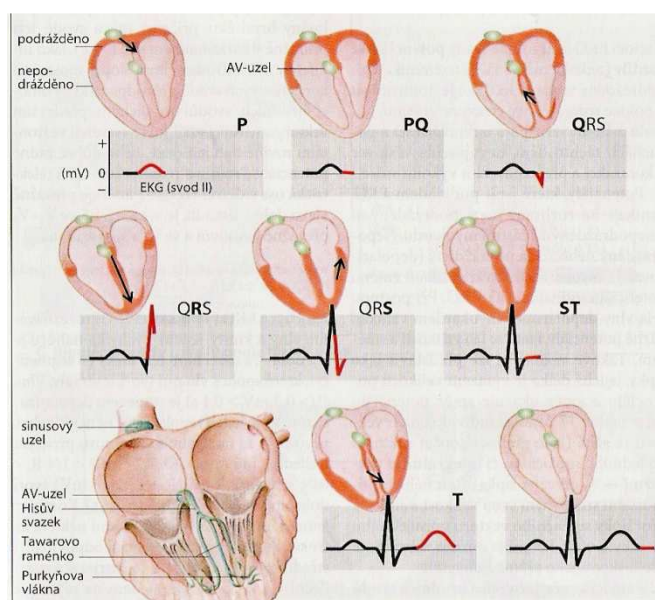
Úsek křivky	Vlna P	Úsek PQ (PR)	Komplex QRS	Úsek ST	Úsek QT
Doba trvání [s]	0,08	0,2	0,1	Není konstantní	0,35



### 2.1.3 Vznik podráždění a jeho vedení na srdci

V myokardu jsou svalové buňky, které vytvářejí vzruchy a vedou je dále, a dále takové, které odpovídají na impulzy kontrakcí. Oproti kosterní svalovině tedy vzniká podráždění uvnitř orgánu: autonomie srdce. Síňový a komorový myokard jsou funkční syncytium, to znamená, že buňky nejsou navzájem izolovány, ale jsou propojeny. Podnět, který vznikne kdekoliv v komorách a v síních, proto vždy vyvolá úplnou kontrakci obou komor a obou síní (tzv. "zákon vše nebo nic").

Podnět pro podráždění myokardu vzniká normálně v sinusovém uzlu, který je tedy srdečním peacemakerem. Podráždění se z něho šíří na obě síně až k atrioventrikulárnímu uzlu (AV-uzel) a dostává se pak Hisovým svazkem a oběma Tawarovými raménky k Purkyňovým vláknům, které přenesou podráždění na myokard komor. V něm se podráždění šíří směrem zevnitř k vnějším vrstvám a od hrotu k bázi, což lze v intaktním organismu sledovat pomocí EKG.[4]



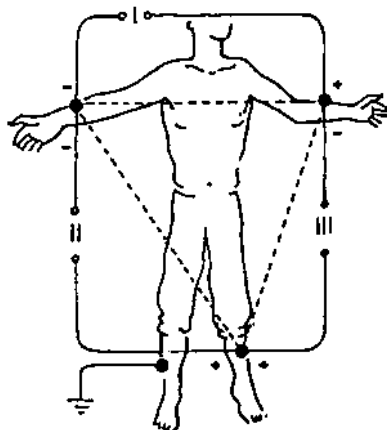
Obr. 5 Šíření podráždění srdcem [3]

## 2.2 Snímání elektrické aktivity srdce

Srdce si lze představit jako 2 pumpy zapojené v sérii. Jeho činnost je řízena bioelektrickými signály vznikajícími v sinoatriálním uzlu umístěném v pravé síni. Rytmičné stahy komorové svaloviny vypuzují krev do velkého a malého krevního oběhu. Četnost těchto stahů závisí na tvorbě sinoatriálních impulsů, která je ovlivňována celou řadou faktorů (např. vegetativním nervstvem, potřebou  $O_2$  apod.). Celá činnost srdce je doprovázena vznikem elektrického signálu.[2]

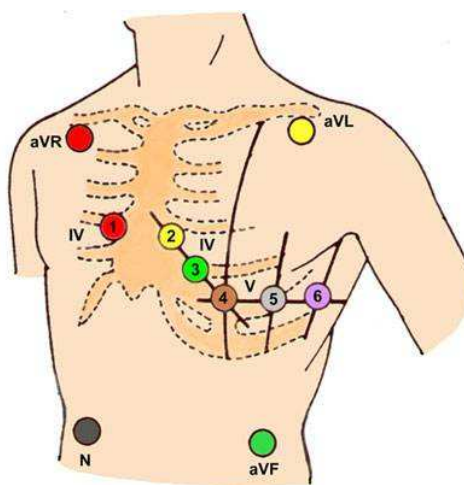
Při snímání elektrické aktivity srdce se v současné době nejvíce používá systém dvanácti elektrokardiografických svodů, které jsou založeny na měření napětí mezi různými místy na jednotlivých končetinách a hrudníku vyšetřované osoby. Do této skupiny nejvíce používaných svodů patří:

1. Standardní končetinové svody – bipolární



Obr. 6 Bipolární svody [19]

2. Unipolární končetinové svody definované měřením napětí v místech umístění jednotlivých končetinových elektrod vůči uměle vytvořené zemi (Wilsonově svorce).
3. Goldbergovy unipolární svody – tzv. zvětšené unipolární končetinové svody, kdy diferentní elektroda je na končetinové a druhá na zprůměrovaném napětí zbývajících dvou.
4. Unipolární svody hrudní – měření napětí na různých místech hrudníku vůči Wilsonově svorce.
5. Unipolární hrudní svody – používají se pro zátěžové EKG.



Obr. 7 Hrudní svody [25]

Aby bylo možno definovat požadavky na přístroj pro snímání elektrického signálu vznikajícího při činnosti srdce, je nutno vlastnosti tohoto signálu znát.[2]

### 2.2.1 Elektrody

Pro snímání EKG se nejčastěji používají elektrody povrchové. Jedná se o elektrody z čistého stříbra a vrstvy chloridu stříbrného. Stříbrná destička pokrytá vrstvou těžko rozpustné soli umožňuje volný průchod iontů, znesnadňuje rozpuštění kovu a téměř se nevytváří elektrická dvojvrstva.

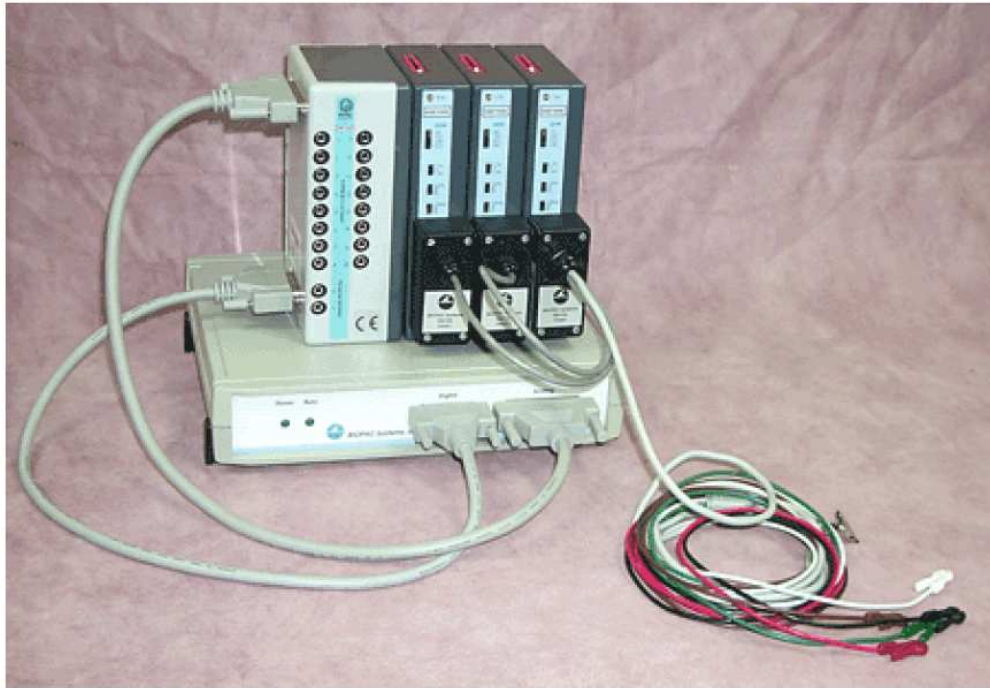
Při snímání z povrchu těla přikládáme elektrody na kůži, která je pro snížení přechodového odporu odmaštěna a potřena slabou vrstvou vodivého EKG pasty. Vlastní elektrody jsou ke kůži připevněny buď gumovými manžetami, nebo pomocí přísavek. Dnes se zvláště na jednotkách intenzivní péče nebo u rychlé záchranné pomoci používají samolepící elektrody, případně elektrody z vodící pryže.[9]



Obr. 8 Samolepící elektrody pro snímání EKG [20]

### 3 BIOPAC

Biopac je univerzální měřicí systém umožňující snímání elektrických signálů z povrchu těla a jejich následný přenos do počítače. Systém komunikuje s PC pomocí USB rozhraní nebo pomocí Ethernetu (IEEE 802.3).



Obr. 9 Systém Biopac [6]

#### 3.1 Hlavní části systému Biopac

Na měření bylo využito systému pro sběr dat MP 100, tří zesilovacích modulů ECG100C. Dále byl použit speciální vícesvodový kabel TSD155C a v neposlední řadě deset elektrod, pro propojení celého systému s člověkem.

Nastavení celého systému je následující:

1. Připojení modulů ECG100C k hlavní jednotce systému.
2. Nastavit na první jednotce modulu ECG100C kanál 1.
3. Nastavit na druhé jednotce modulu ECG100C kanál 2.
4. Nastavit na třetí jednotce modulu ECG100C kanál 3.
5. Nastavit na přepínačích všech tří zesilovačů:
  - Gain:500. – hodnota zesílení
  - Mode: Norm. – režim, ve kterém modul pracuje
  - 35 Hz LPN: ON. – Filtr na odstranění síťového šumu
  - HP: 0.5 Hz. – Nastavení hodnoty horní propusti

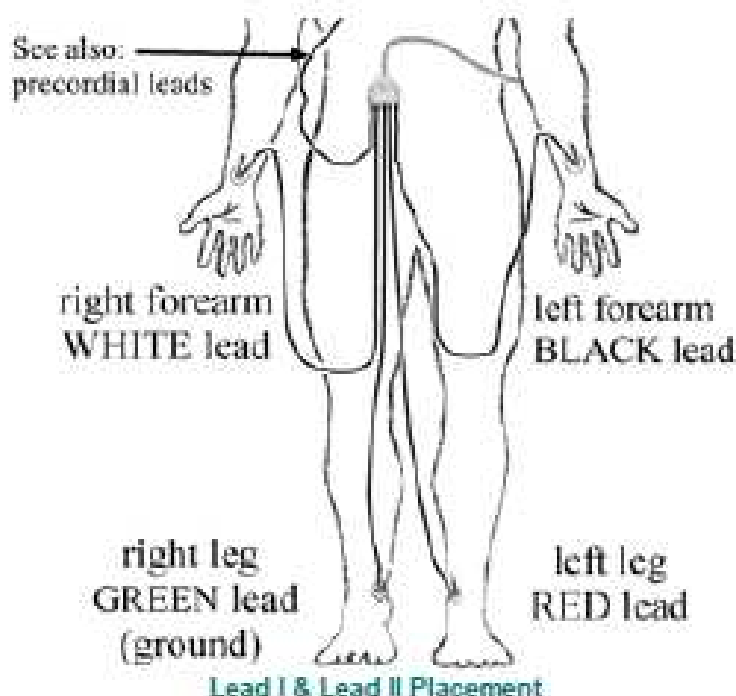
6. Připojit vícesvodový kabel následujícím způsobem:

- Lead I: První modul, nejbližší k hlavní jednotce,
- Lead II: K druhému modulu,
- Chest: Ke třetímu modulu,

kde Lead I a II jsou bipolární svody I a II a Chest je Hrudní svod.[6]

### 3.2 Připojení elektrod

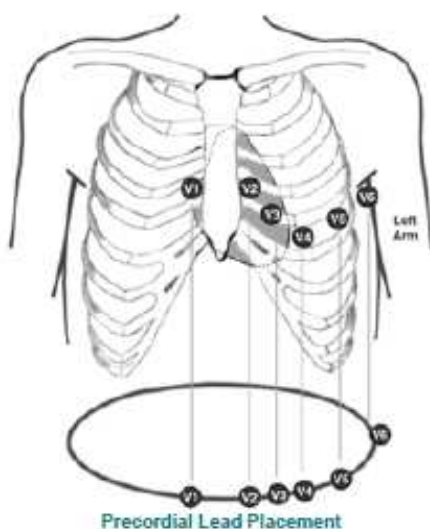
Všechny elektrody jsou připojeny podle návodu na obrázku 10. Na pravé zápěstí je připojen bílý svod, na levé zápěstí je připojen černý svod, na pravý kotník je připojen zelený svod a na levý kotník je připojen červený svod.



Obr. 10 Připojení elektrod na člověka [6]

Na hrudník jsou elektrody připojeny následujícím způsobem:

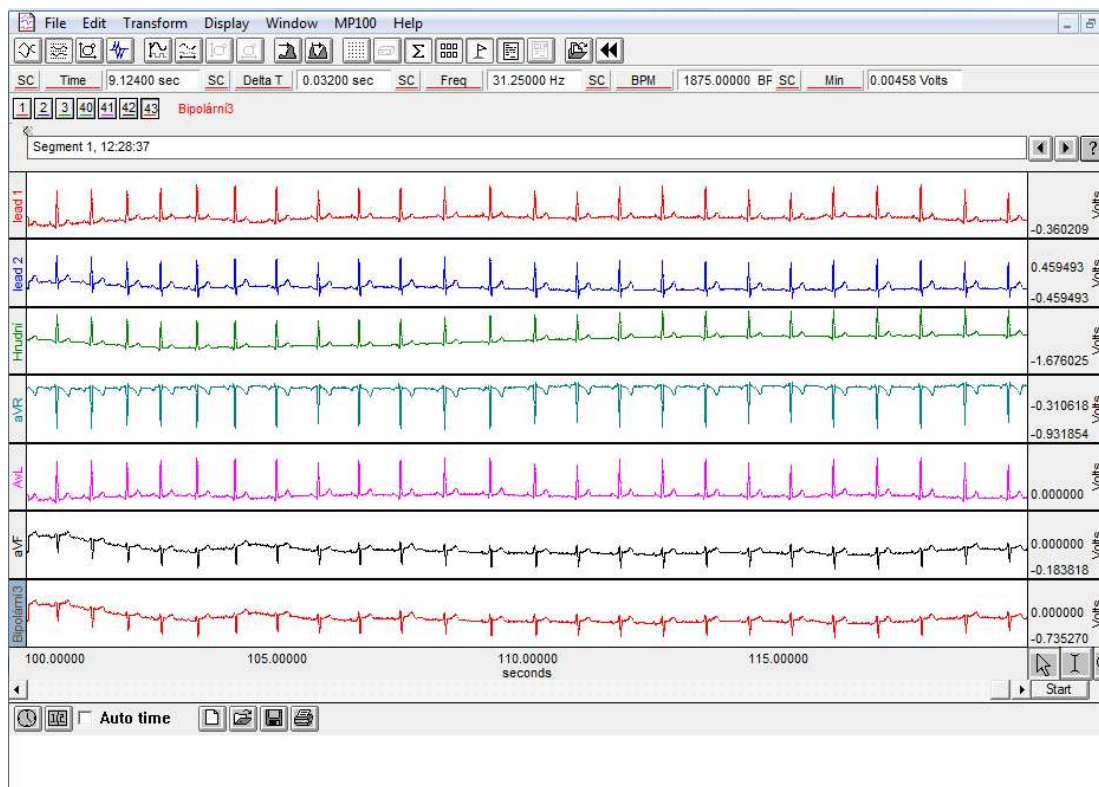
- V1 a V2 na čtvrté mezižebří po obou stranách sternu.
- V4 na páté mezižebří, v úrovni středu klíční kosti.
- V3 mezi V4 a V2.
- V5 stejná výška jako V4, v úrovni přední podpažní jamky.
- V6 na pátém mezižebří, v úrovni střední podpažní jamky.[6]



Obr. 11 Připojení hrudních elektrod na člověka [6]

### 3.3 Nastavení programu Acqknowledge

Pro komunikaci systému Biopac s počítačem bylo potřeba nastavit program Acqknowledge. V tomto programu se po následném nastavení zobrazili průběhy všech svodů EKG, které jsou vidět z obrázku 12.



Obr. 12 Záznam z měření programem Acqknowledge.



## 4 KREVNÍ TLAK

Krevní tlak je často měřená veličina, kvůli tomu, že je dobrým indikátorem stavu kardiovaskulárního systému. Při náhlých příhodách zjišťuje lékař informativně palpačně pulsaci na některé z povrchově přístupných artérií a podle intenzity pulsací usuzuje, zda se jedná o selhávání kardiovaskulárního systému. Pro lepší a přesnější stanovení hodnot krevního tlaku se však s uvedenou metodikou nevystačí. Krevní tlak se mění při činnosti srdce. Kolísá mezi dvěma mezemi, a sice tlakem systolickým a diastolickým. Systolický tlak arteriální (horní mez) je maximální tlak v arteriích za systoly. Diastolický tlak arteriální (dolní mez) je nejnižší tlak v arteriích za diastoly. Od dětství se systolický tlak postupně zvyšuje. U malých dětí se pohybuje v rozmezí 75 až 80 mmHg, ve školním věku dosahuje 110 až 120 mmHg. Diastolický tlak dosahuje v prvních letech života asi 50 mmHg a potom až do puberty zůstává téměř beze změny na hodnotě 50 mmHg. U dospělých se tlak zvyšuje s věkem. Například u 65-letých mužů se systolický tlak pohybuje od 115 do 172 mmHg, přičemž průměrná hodnota je 145 mmHg. Diastolický tlak je měřítkem periferního odporu. Podléhá méně přechodným vlivům, než tlak systolický. Jeho fyziologická hodnota nepřesahuje 95 mmHg.[2]



Obr. 13 Měření krevního tlaku [21]

### 4.1 Definice krevního tlaku

Ačkoliv se termín „systolický tlak“ z technického hlediska vztahuje na jakýkoliv tlak v průběhu systoly, je podle zvyklostí používán pro označení špičkové hodnoty krevního tlaku během srdečního cyklu. Podobně termín „diastolický tlak“ užíván pro označení minimální hodnoty krevního tlaku během srdečního cyklu.

Jestliže je systolický a diastolický tlak znám, může být střední hodnota přibližně stanovena z rovnice:

$$\text{Střední tlak} = \text{Diastolický tlak} + \text{Pulzní tlak} / 3 \quad (1)$$

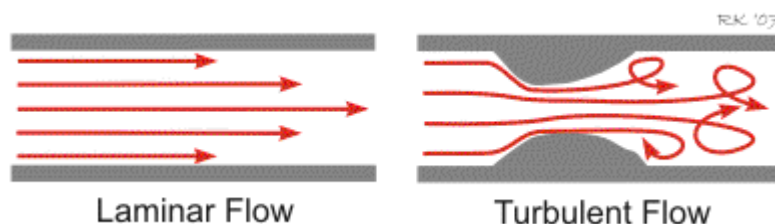
Pulzní tlak je rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem. Je prokázáno, že v některých případech může být tato rovnice velmi nepřesná. [2]

## 4.2 Laminární a turbulentní proudění krve

Průtok roztoku přes válcovou trubici může být buďto laminární nebo turbulentní. Laminární proudění je charakterizováno podélným rychlostním profilem, který vykazuje parabolickou čelní frontu. Roztok ve středu trubice protéká s největší rychlostí a u stěny řečiště neprotéká. Turbulentní proudění je charakterizováno chaotickým průtokem v mnoha směrech s mnoha víry. Parametr známý jako Reynoldsovo číslo ( $R_e$ ) předpovídá, jaký průtok přes cylindrickou trubici bude laminární nebo turbulentní. [2]

$$R_e = v \cdot d \cdot \frac{Q}{n}, \quad (2)$$

kde  $v$  = střední hodnota rychlosti roztoku (cm/s),  
 $d$  = průměr trubice (cm),  
 $Q$  = hustota roztoku (gm/cm<sup>3</sup>),  
 $n$  = viskozita roztoku (Poise),



Obr. 14 Laminární a turbulentní proudění krve [23]

Pro  $R_e$  rovno přibližně 200, začíná turbulentní proudění v místě, kde se v trubici vyskytuje rozvětvení. Jestliže  $R_e$  je 2000 bude turbulentní proudění všude. Viskozita krve je okolo 0,03 Poise a hustota krve je okolo 1,05. V normálním lidském oběhovém systému jsou podmínky pro turbulentní proudění v oblouku aorty a pulmonální artérie. Během rychlého vypuzení krve z komor, vysoká rychlost krve a průchod krve a průchod krve průřezem tohoto řečiště zvyšují  $R_e$  na několik stovek. Tím se vytvářejí podmínky pro turbulentní proudění. Ve velkých arteriích, je  $R_e$  normálně několik stovek v hlavních větvích, takže zde rovněž vznikají turbulence. [2]

Viskozita představuje odpor průtoku vnitřním třením kapaliny. Krev je suspence částic (krevních buněk) ve vodním roztoku (plazmě). Její viskozita závisí na několika činitelích:

1. Změna velikosti průtoku. Při snižování průtoku viskozita roste.
2. Se snížením hematokritu (procenta objemu krve vyplněného červenými krvinkami) se snižuje i viskozita.
3. Při průchodu krve arterioly s průměrem okolo 1mm, dochází vlivem protažení buněk ve směru laminárního proudění ke snížení viskozity.
4. V kapilárách dochází vlivem hromadění krevních buněk ke zvyšování viskozity. [2]



## 4.3 Metody měření krevního tlaku

1. Metoda přímá
2. Metoda nepřímá

Přímá metoda je charakterizována tím, že snímač je spojen přímo s krevním řečištěm, a to buď přes sloupec kapaliny, nebo je vložen do krevního řečiště na místo, ve kterém má být tlak měřen. U přímých metod je možno získat bez problému spojitý záznam krevního tlaku. Naproti tomu nepřímé metody využívají pro měření krevního tlaku manžety omezující průtok krve v daném místě. Na základě určitých kritérií potom přirovnáváme tlak v manžetě k tlaku v krevním řečišti. Přímé metody jsou invazivní, zatímco metody nepřímé nejsou. Plyne to z toho, že manžeta u nepřímých metod je umístěna vně těla pacienta, kdežto u přímých metod musíme porušit povrch těla a zavést snímací zařízení na místo, ve kterém má být tlak měřen. [2]

### 4.3.1 Nepřímé měření krevního tlaku

Nepřímé, nebo také neinvazivní měření krevního tlaku krve je nejpoužívanější metodou pro jeho zjišťování. Používají se tyto metody:

1. Auskultace (poslech) zvuků pod manžetou,
2. Měření oscilací objemu nafouknuté manžety,
3. Snímání pohybu arteriální stěny pod manžetou,
4. Detekce začátku průtoku krve pod manžetou pomocí pletysmografie.

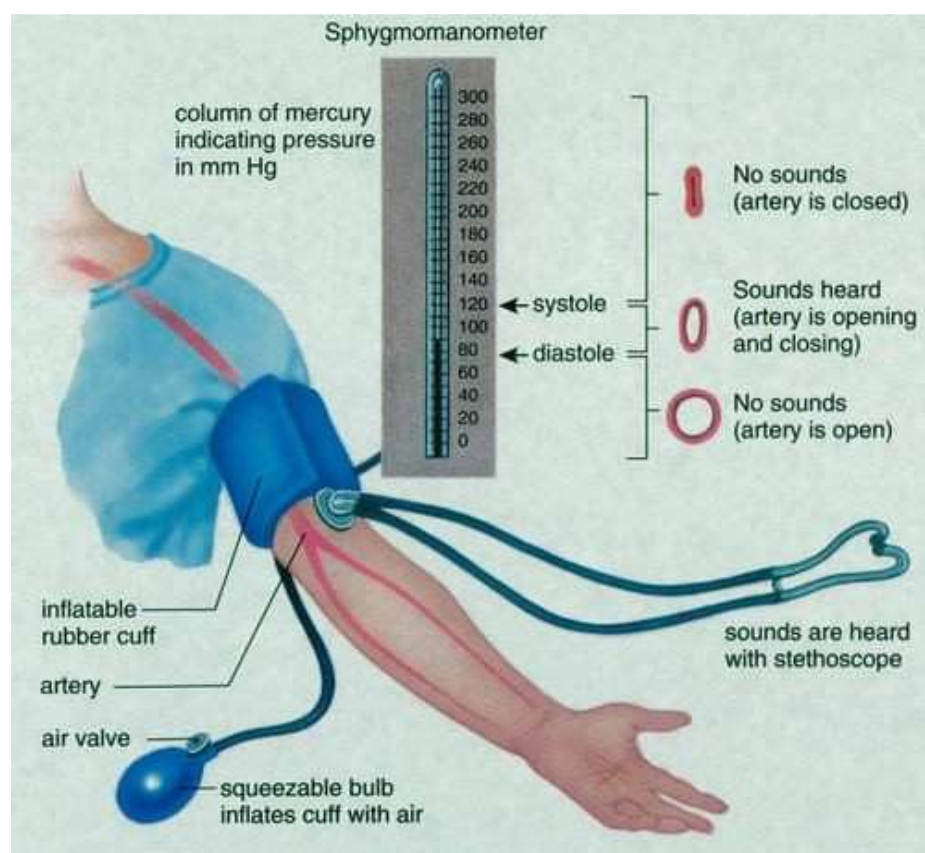
Všechny uvedené metody využívají manžety omezující na určitou dobu průtok krve. [2]

### 4.3.2 Auskultační metoda

V nejjednodušším případě lze použít pro nepřímé měření systolického a diastolického krevního tlaku sphygmomanometr, který sestává z manžety nafukované balónkem, měřiče tlaku a fonendoskopu. Jako měřič tlaku lze použít buďto aneroidní manometr nebo manometr rtuťový. Lze se tedy v tomto případě obejít bez jakékoliv elektroniky. Manžeta se umísťuje na horní část paže, fonendoskop je nutno přiložit na brachiální arterii pod manžetou. Zvýšíme-li nyní tlak v manžetě nad hodnotu systolického tlaku, způsobí nafouknutá manžeta takovou deformaci paže, že se zastaví průtok krve do části ruky nacházející se pod manžetou. Snižujeme-li nyní postupně tlak v manžetě, potom v okamžiku, kdy se tlak v manžetě přiblíží hodnotě systolického tlaku, dojde k částečnému obnovení průtoku krve. Vzhledem k tomu, že je v tomto případě krevní řečiště deformované, protéká jím krev do dolní části končetiny pouze v okamžicích, kdy tlak krve překoná deformaci manžety. V deformovaném krevním řečišti je proudění krve turbulentní. To má za následek vznik charakteristických zvuků, jejichž opakovací frekvence je identická s frekvencí tepovou. Tyto zvuky se nazývají zvuky Korotkovovy. Jejich charakter se při dalším snižování tlaku v manžetě mění. Předpokládejme, že zvýšíme tlak v manžetě na hodnotu cca 200 mmHg. Tato hodnota je vyšší, než hodnota systolického tlaku. Potom postupně snižujeme tlak. [2]

Celý děj je možno si rozdělit do pěti fází:

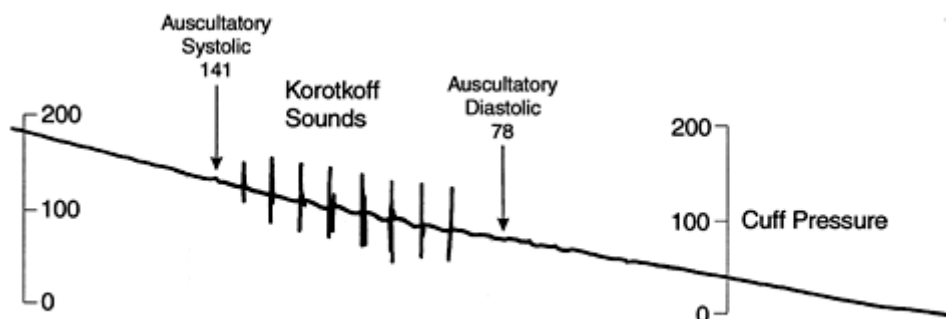
1. První zvuk je detekován, když tlak v manžetě poklesne těsně pod systolický tlak. Tyto zvuky jsou v počátku slabé a rychle zvyšují intenzitu. Jsou detekovány při dalším poklesu tlaku o 10 až 15 mmHg. Systolický tlak je vztahován k úrovni, kdy zvuky byli detekovány poprvé.
2. Tato fáze začíná, když zvuky nabudou charakter šelestu. Tyto zvuky jsou slyšitelné při poklesu tlaku o dalších asi 15 mmHg
3. Šelest vystřídá zvuk, který postupně zesiluje a při dalším snížení tlaku nabude charakteru úderu.
4. Zvuk se náhle ztlumí a zeslábne.
5. Tak jak tlak v manžetě dále klesá, zvuky vymizí kompletně. Tato fáze se obvykle vyskytuje v úrovni tlaku v manžetě blízké intravaskulárnímu diastolickému tlaku.[2]



Obr. 15 Auskultační metoda [22]

Vymizení zvuků odpovídá obnovení laminárního proudění krve, ke kterému dojde, když tlak v krevním řečišti překoná deformace vyvolané manžetou. Pokud je ovšem v krevním řečišti nějaká překážka, nemusí se laminární proudění plně obnovit a zvuky zcela nevymizí. Popsaný princip, který je dodnes využíván, je možno použít i u automaticky pracujících měřičů krevního tlaku. Manžeta má být široká nejméně 12 až 13 cm. Šíře manžety má vliv na přesnost naměřených hodnot. Na první pohled by se zdálo, že vzhledem k tomu, že kritéria pro přirovnání tlaku v manžetě k tlaku v krevním řečišti jsou definována jednoznačně, že měření krevního tlaku založené na využití výše

popsané metody bude velmi přesné. Není tomu tak, dosahovaná přesnost je asi  $\pm 5$  mmHg. Při použití sphygmomanometru je měření zatíženo subjektivní chybou, obzvláště při stanovení hodnoty diastolického tlaku (přesné určení okamžiku zeslábnutí signálu), navíc musí osoba provádějící měření dobře slyšet, obzvláště v oblasti nízkých kmitočtů.[2]



Obr. 16 Průběh určování systolického a diastolického tlaku Korotkovými zvuky[24]

### 4.3.3 Zdroje chyb u auskultační metody

Auskultační technika pro měření krevního tlaku je jednoduchá a užívá minimum přístrojů. Nicméně má tato metoda řadu omezení a zdrojů chyb. Získání přesné hodnoty tlaku je obtížné v hlučném prostředí. Osoba měřící krevní tlak musí mít dobrý sluch pro pásmo od 20 do 300 Hz. Tato technika také často selhává při získávání přesných tlaků u novorozenců a pacientů s vysokým tlakem.

Auskultační technika, ačkoli je méně technologicky náročná, než invazivní měření je značně citlivá na správný rozměr manžety. Přesný rozměr omezovací (okluzivní) manžety je velmi důležitý pro získání přesných hodnot tlaku. Použití nesprávného rozměru může dávat falešně vysoké nebo nízké hodnoty. Americká kardiologická asociace doporučila, aby šířka vzduchové duše manžety byla rovna 40% obvodu končetiny, na které je umístěna a její délka se doporučuje dvě doporučené šířky (takže délka duše manžety je 80% obvodu paže).[2]

## 5 POSTUP MĚŘENÍ EKG A KREVNÍHO TLAKU

1. Pacient se vysvlékne tak, aby měl přístupný hrudník, kotníky, zápěstí a položí se zády na lehátko.
2. Ve stykových plochách elektrod a kůže se nanese vrstva vodivého gelu, který zlepší přenos elektrických signálů na elektrody, a poté se připevní deset samolepících elektrod podle obrázku 1. Čtyři na každou končetinu a šest na hrudník.
3. Dvanáctisvodové EKG měření na hrudních svodech bude provádět po jednom svodu od V1 až do V6.
4. Po zapojení všech elektrod se spustí samotné měření EKG. K tomu slouží program Acqknowledge a systém Biopac.
5. V tomto programu je důležité tlačítko START. Po jeho stisknutí se zahájí měření EKG, které bude probíhat 20 sekund a poté se program zastaví. V tuto chvíli se vymění svod z elektrody V1 do elektrody V2 a po stisknutí tlačítka START se opět provede měření. Takto se měří až k elektrodě V6.
6. Během měření EKG se změří krevní tlak auskultační metodou, za pomoci rtuťového manometru a fonendoskopu.
7. Pro krevní tlak budou nalezeny 2 hodnoty, a sice systolický a diastolický tlak.
8. Po změření v klidovém stavu se přejde do stavu po zátěži. Zátěž bude provedena formou kliků a dřepů. Před měřením pacient-muž udělá 20 kliků, pacient-žena 20 dřepů.
9. Poté se začne měřit EKG stejně, jako v klidovém stavu. Je třeba postupovat rychle, avšak během měření musí pacient zůstat klidu, aby byl výsledek co nejpřesnější.
10. Opět bude provedeno měření krevního tlaku.
11. Měření je prováděno co nejrychleji a dělají se jen nezbytně dlouhé časové prodlevy mezi měřeními.

## 6 VÝBĚR DAT KE STATISTICKE ANALÝZE

V této kapitole bude objasněno, co všechno se bude dělat s naměřenými daty. Z naměřených průběhů EKG lze vyčíst spoustu dat, které budou využity k dalšímu zpracování. Hodnoty z tabulek 2 a 3 se získaly z naměřených průběhů EKG signálu, bipolárního svodu I, každého člověka z programu Acqknowledge. Hodnoty krevního tlaku byly získány ruční auskultační metodou. Pro další statistickou analýzu byly vybrány tyto veličiny:

1. Délka repetice RR intervalu
2. Napětí špička-špička QRS komplexu ( $U_{pp}$ )
3. Systolický tlak
4. Diastolický tlak

Tab. 2 Průměrné naměřené hodnoty pro klidový stav

Osoba č.	V klidu			
	Repetice RR intervalu[s]	Up-p[V]	Tlak spodní[mmHg]	Tlak horní[mmHg]
1	0,86	0,09	70	115
2	0,92	0,81	80	115
3	0,75	0,25	70	120
4	0,8	0,04	80	120
5	0,8	0,51	80	125
6	0,67	0,35	85	130
7	1,08	0,74	75	130
8	0,68	0,72	80	135
9	1,11	0,4	90	135
10	0,78	0,77	80	135

Tab. 3 Průměrné naměřené hodnoty pro stav po zátěži

Osoba č.	Po zátěži			
	Repetice RR intervalu[s]	Up-p[V]	Tlak spodní[mmHg]	Tlak horní[mmHg]
1	0,59	0,14	75	140
2	0,49	0,6	75	150
3	0,6	0,23	70	150
4	0,61	0,04	75	150
5	0,47	0,92	75	155
6	0,48	0,61	90	155
7	0,93	0,74	80	155
8	0,46	0,87	70	160
9	0,8	0,49	80	165
10	0,54	0,83	90	170

## 7 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

### 7.1 Ověření normálního rozdělení

V této kapitole bude ověřeno, zdali naměřená data jsou správná a hodí se ke statistickému testování. Na naměřených hodnotách byl proveden chí kvadrát test, rozdělení pravděpodobnosti, které má význam pro určování, zdali množina dat vyhovuje dané distribuční funkci. Chí kvadrát testem byla testována repetice RR

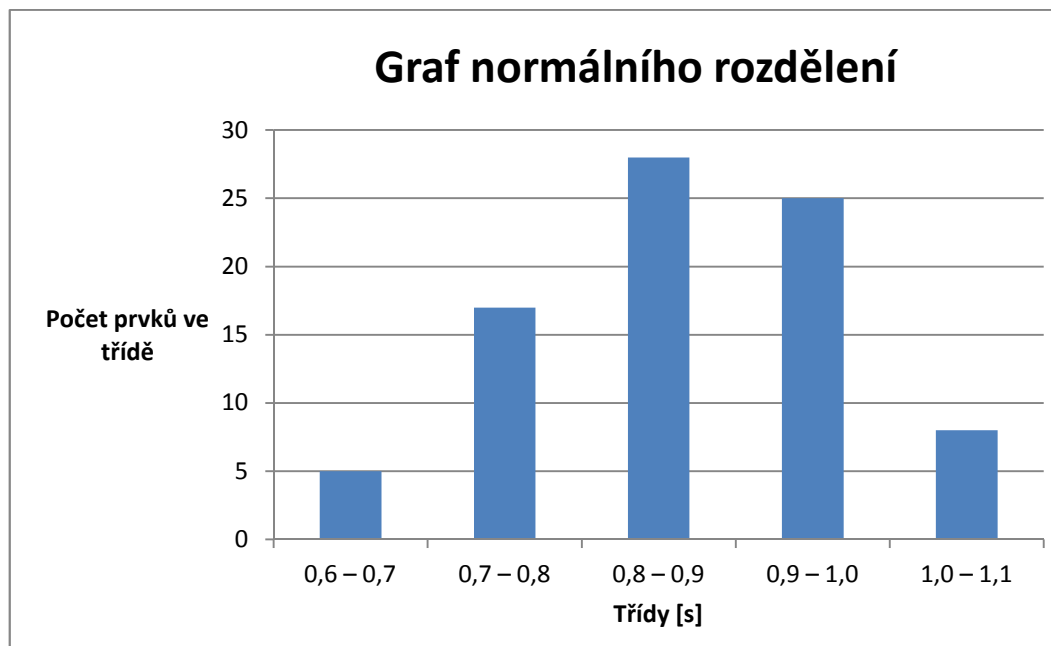
intervalu. Z programu Acqknowledge byla vybrána data, která jsou v tabulce 4. Pro názornost bude spočítán konkrétní příklad.

### 7.1.1 Vzorový příklad výpočtu chí kvadrát testu

Z naměřených dat byla vytvořena tabulka a rozdělena do tříd. Z hodnot byla určena směrodatná odchylka a celkový průměr.

Tab. 4 Naměřená data pro repetici RR intervalu

Třídy [s]	0,6 – 0,7	0,7 – 0,8	0,8 – 0,9	0,9 – 1,0	1,0 – 1,1
	0,62	0,704	0,804	0,924	1,004
	0,624	0,724	0,808	0,928	1,004
	0,652	0,728	0,816	0,932	1,004
	0,7	0,736	0,82	0,936	1,008
	0,7	0,736	0,828	0,936	1,012
	6	0,736	0,828	0,94	1,012
		0,74	0,832	0,94	1,04
		0,74	0,832	0,944	1,048
		0,756	0,836	0,944	9
		0,764	0,84	0,948	
		0,764	0,844	0,952	
		0,768	0,852	0,952	
		0,776	0,856	0,956	
		0,776	0,856	0,96	
		0,784	0,856	0,968	
		0,8	0,856	0,976	
		0,8	0,864	0,976	
		18	0,876	0,98	
			0,876	0,904	
			0,88	0,908	
			0,884	0,908	
			0,888	0,908	
			0,888	0,916	
			0,892	0,916	
			0,896	0,92	
			0,896	26	
			0,9		
			0,9		
			29		



Obr. 17 Histogram naměřených dat

Směrodatná odchylka: 0,098555

Počet naměřených hodnot: 83

Průměr ze všech hodnot: 0,8642

Poté jsou vypočteny argumenty distribuční funkce podle vzorce:

$$\Phi\left(\frac{A - \text{průměr}}{\text{Směrodatná odchylka}}\right) \quad (3)$$

$$\Phi\left(\frac{B - \text{průměr}}{\text{Směrodatná odchylka}}\right) \quad (4)$$

,kde A a B jsou krajní hodnoty tříd.

Příklad výpočtu teoretické pravděpodobnosti pro třídu 0,7 – 0,8:

$$P(0,7 < 0,8) = \Phi(-0,65141) - \Phi(-1,66607) = 1 - \Phi(0,65141) - \Phi(1,66607) = 1 - \Phi(0,65141) - 1 + \Phi(1,66607) = \Phi(1,66607) - \Phi(0,65141) = 0,9515 - 0,7422 = 0,2095$$

Následně se vypočítá teoretická četnost, a sice z teoretické pravděpodobnosti a počtu naměřených hodnot:

$$\text{Teoretická četnost} = \text{Počet hodnot} \cdot \text{Teoretická pravděpodobnost} \quad (5)$$

$$\text{Teoretická četnost} = 83 \cdot 0,2095$$

$$\text{Teoretická četnost} = 17,3885$$

Jelikož ve třídě 0,6 – 0,7 vyšla teoretická četnost menší než pět, musela se tato třída přesunout do třídy 0,7 – 0,8.

Výpočet chí kvadrátu se provede podle vzorce:

$$\chi^2 = \left( \frac{\text{počet prvků ve třídě} - \text{Upravená teoretická četnost}}{\text{Upravená teoretická četnost}} \right)^2 \quad (6)$$

$$\chi^2 = \left( \frac{22 - 21,10358}{21,10358} \right)^2$$

$$\chi^2 = 0,018$$

Po součtu chí kvadrátů všech tříd vyjde celková hodnota jako: **0,102**.

Výsledek byl vypočten na hladině významnosti 0,05, počet stupňů volnosti je tedy roven  $n = 4 - 1 = 3$ . Kritická hodnota je dána z tabulek, a to na hodnotu 7,81473.

$q \rightarrow$ $\nu \downarrow$	0,250	0,100	0,050	0,025	0,010	0,005	0,001
1	1,32330	2,70554	3,84146	5,02389	6,63490	7,87944	10,828
2	2,77259	4,60517	5,99147	7,37776	9,21034	10,5966	13,816
3	4,10835	6,25139	7,81473	9,34840	11,3449	12,8381	16,266
4	5,38527	7,77944	9,48773	11,1433	13,2767	14,8602	18,467
5	6,62568	9,23635	11,0705	12,8325	15,0863	16,7496	20,515

Obr. 18 Kritické hodnoty chí kvadrát testu [8]

Z tohoto důvodu, výsledek testu je menší než kritická hodnota, je nulová hypotéza, že naměřené hodnoty jsou z normálního rozdělení, potvrzena.



## 7.1.2 Výsledky ověření normálního rozdělení

Tab. 5 Ilustrační přehledová tabulka výsledků z předešlé kapitoly

A	B		$\phi$					
Třídy	Počet	prvků	argument B	argument A	Teoretická	Teoretická	Úprava	Chí
					pravděpodobnost	četnost	tříd	kvadrát
0,6	0,7	5	-1,666074946	-2,68073691	0,04476	3,71508		
0,7	0,8	17	-0,651412981	-1,666074946	0,2095	17,3885	21,10358	0,001804309
0,8	0,9	28	0,363248983	-0,651412981	0,3828	31,7724	31,7724	0,014097283
0,9	1	25	1,377910948	0,363248983	0,2756	22,8748	22,8748	0,008631475
1	1,1	8	2,392572912	1,377910948	0,0754	6,2582	6,2582	0,077463604
Součet	83							<b>0,10199667</b>

## 7.2 Statistické ověření vlivu zátěže

### 7.2.1 Oboustranný párový t-test

Pro tuto problematiku je vhodné použít párový t-test, který vyhodnocuje „jednu skupinu dvakrát“, například jedna skupina osob před podáním a po podání léku nebo před zátěží a po zátěži. V následující kapitole je rozebrán oboustranný t-test jak z teoretického hlediska, tak příklad pro jeden parametr.

### 7.2.2 Příklad výpočtu pro systolický tlak

Tab. 6 Tabulka hodnot systolického tlaku

SYSTOLICKÝ TLAK [mmHg]		
v klidu	po zátěži	ROZDÍL
135	160	25
120	150	30
115	155	40
115	140	25
120	150	30
135	155	20
130	150	20
135	155	20
125	165	40
130	170	40

Výsledky ukazují, že rozdíly (po zátěži – v klidu) jsou vždy pozitivní.

"Zátěže nemá vliv na změnu systolického krevního tlaku",  $\mu$  se proto bude rovnat nule.

Toto tvrzení označíme jako "nulovou hypotézu", tj. pokud je tato věta pravdivá, potom zátěž nemá žádný účinek. Pokud hypotéza neplatí, potom průměrný rozdíl  $\mu$  může nabývat jakékoli hodnoty:

$$H_0: \mu = 0$$

Zvolíme alternativní hypotézu:

$$H_1: \mu \neq 0$$

Výpočet průměru rozdílů:

$$\bar{x} = \frac{\sum \bar{x}}{n}, \quad (7)$$

kde  $\sum \bar{x}$  je součet rozdílových hodnot systolického tlaku a  $n$  je počet měřených hodnot.

$$\bar{x} = \frac{25 + 30 + 40 + 25 + 30 + 20 + 20 + 20 + 40 + 40}{10} = 29$$

Výpočet směrodatné odchylky:

$$s = \sqrt{\frac{\sum (x - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (8)$$

$$s = \sqrt{\frac{(29-25)^2 + (29-30)^2 + (29-40)^2 + (29-25)^2 + (29-30)^2 + (29-20)^2 + (29-20)^2 + (29-20)^2 + (29-40)^2 + (29-40)^2}{10-1}}$$

$$s = 8,43$$

Výpočet odhadu směrodatné odchylky:

$$s_d = \frac{s}{\sqrt{n}} = \frac{8,43}{\sqrt{10}} = 2,67 \quad (9)$$

$\mu$  je průměrem párových rozdílů. Abychom mohli testovat nulovou hypotézu, vypočteme testovou statistiku

$$T = \frac{\text{pozorovaná hodnota} - \text{předpokládaná hodnota}}{\text{odhad směrodatné odchylky}} = \frac{\bar{d} - 0}{s_d} \quad (10)$$

V tomto případě je "pozorovanou hodnotou" jednoduše  $\bar{d}$  a "předpokládanou hodnotou" je 0; směrodatná chyba průměru  $\bar{d}$  se odhaduje jako  $s_d = \frac{s}{\sqrt{n}}$ , kde  $s$  je směrodatná

odchylka ze sloupce rozdílů. Jako vždy provedeme statistický test tak, že spočteme pravděpodobnost, s jakou dostaneme námi vypočtenou hodnotu testové statistiky, či hodnotu ještě extrémnější (tj. méně pravděpodobnou), za předpokladu, že nulová hypotéza platí. Testová statistika:

$$T = \frac{\bar{d} - 0}{\frac{s}{\sqrt{n}}} = \frac{29 - 0}{\frac{8,43}{\sqrt{10}}} = 10,875$$

má za uvedeného předpokladu  $t$  rozdělení (neboť  $n$  je malé a  $\sigma$  neznámé) o  $n - 1$  stupních volnosti (tj. v našem případě 9). Tento postup se proto nazývá *párový  $t$  test*.

	q=0,4	0,25	0,1	0,05	0,025	0,01	0,005	0,001
$\nu$	2q=0,8	0,5	0,2	0,1	0,05	0,02	0,01	0,002
1	0,325	1,000	3,078	6,314	12,704	31,821	63,657	318,31
2	0,289	0,816	1,886	2,920	4,303	6,965	9,925	22,326
3	0,277	0,765	1,638	2,353	3,182	4,541	5,841	10,213
4	0,271	0,741	1,533	2,132	2,776	3,747	4,604	7,173
5	0,267	0,727	1,476	2,015	2,571	3,365	4,032	5,893
6	0,265	0,718	1,440	1,943	2,447	3,143	3,707	5,208
7	0,263	0,711	1,415	1,895	2,365	2,998	3,499	4,785
8	0,262	0,706	1,397	1,860	2,306	2,896	3,355	4,501
9	0,261	0,703	1,383	1,833	2,262	2,821	3,250	4,297
10	0,260	0,700	1,372	1,812	2,228	2,764	3,169	4,144
11	0,260	0,697	1,363	1,796	2,201	2,718	3,106	4,025
12	0,259	0,695	1,356	1,782	2,179	2,681	3,055	3,930
13	0,259	0,694	1,350	1,771	2,160	2,650	3,012	3,852
14	0,258	0,692	1,345	1,761	2,145	2,624	2,977	3,787
15	0,258	0,691	1,341	1,753	2,131	2,602	2,947	3,733

Obr. 19 Kritické hodnoty oboustranného  $t$ -testu [8]

U Studentova  $t$  rozdělení o 9 stupních volnosti leží 95 % plochy pod křivkou mezi -2,62 a 2,262. To znamená, že pokud platí nulová hypotéza, tj. průměrný rozdíl  $\mu$  je roven nule, pak hodnota testového kritéria bude s 95% pravděpodobností mezi -2,262 a 2,262.

Tato hodnota (10,875) je větší než výše uvedená horní mez 2,228. Při platnosti nulové hypotézy, že  $\mu = 0$ , je dosažení tak vysoké hodnoty velmi nepravděpodobné. Proto  $H_0$  zamítneme a vyslovíme závěr, že byl prokázán rozdíl při vlivu zátěže na hodnotu krevního tlaku.

Pozorovaný rozdíl je statisticky významný, tedy že nastane taková odchylka od teoretického očekávání, která by za platnosti předem daného předpokladu měla velmi malou pravděpodobnost. V takovém případě se má za to, že předpoklad není správný.

Všechny ostatní vybrané parametry byly taktéž statisticky zpracovány tímto testem. Výsledky viz kapitola 7. 2. 5.

### 7.2.3 Jednostranný párový t-test

Jednostranný t-test se používá v případech, kdy je potřeba vědět, zda například zátěž měla vliv na snížení či zvýšení hodnoty parametru. Otázka nezní, zda zátěž měla vliv na parametr, ale otázka zní, zdali měla vliv na snížení či zvýšení hodnoty tohoto parametru. V následující kapitole je uveden příklad pro jeden parametr z naměřených hodnot a teoretický rozbor pro jednostranný t-test.

### 7.2.4 Příklad výpočtu pro systolický tlak

Jednostranný test bude proveden opět pro hodnoty systolického tlaku a budou využity hodnoty z tabulky 6. Výsledky ukazují, že rozdíly (po zátěži – v klidu) jsou vždy pozitivní.

"Zátěž nemá vliv na zvýšení systolického krevního tlaku",  $\mu$  se proto bude rovnat nule.

Toto tvrzení označíme jako "nulovou hypotézu", tj. pokud je tato věta pravdivá, potom zátěž nemá žádný účinek. Pokud hypotéza neplatí, potom průměrný rozdíl  $\mu$  může nabývat jakékoli hodnoty:

$$H_0: \mu = 0$$

Zvolíme alternativní hypotézu:

$$H_1: \mu \neq 0$$

Výpočet průměru rozdílů:

$$\bar{x} = \frac{\sum \bar{x}}{n}, \quad (11)$$

kde  $\sum \bar{x}$  je součet rozdílových hodnot systolického tlaku a  $n$  je počet měřených hodnot.

$$\bar{x} = \frac{25 + 30 + 40 + 25 + 30 + 20 + 20 + 20 + 40 + 40}{10} = 29$$

Výpočet směrodatné odchylky:

$$s = \sqrt{\frac{\sum (x - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (12)$$

$$s = \sqrt{\frac{(29 - 25)^2 + (29 - 30)^2 + (29 - 40)^2 + (29 - 25)^2 + (29 - 30)^2 + (29 - 20)^2 + (29 - 20)^2 + (29 - 20)^2 + (29 - 40)^2 + (29 - 40)^2}{10 - 1}}$$

$$s = 8,43$$

Výpočet odhadu směrodatné odchylky:

$$s_d = \frac{s}{\sqrt{n}} = \frac{8,43}{\sqrt{10}} = 2,67 \quad (13)$$

$\mu$  je průměrem párových rozdílů. Abychom mohli testovat nulovou hypotézu, vypočteme testovou statistiku

$$T = \frac{\text{pozorovaná hodnota} - \text{předpokládaná hodnota}}{\text{odhad směrodatné odchylky}} = \frac{\bar{d} - 0}{s_d} \quad (14)$$

V tomto případě je "pozorovaná hodnota" jednoduše  $\bar{d}$  a "předpokládanou hodnotou" je 0; směrodatná chyba průměru  $\bar{d}$  se odhaduje jako  $s_d = \frac{s}{\sqrt{n}}$ , kde  $s$  je směrodatná odchylka ze sloupce rozdílů. Jako vždy provedeme statistický test tak, že spočteme pravděpodobnost, s jakou dostaneme námi vypočtenou hodnotu testové statistiky, či hodnotu ještě extrémnější (tj. méně pravděpodobnou), za předpokladu, že nulová hypotéza platí. Testová statistika:

$$T = \frac{\bar{d} - 0}{\frac{s}{\sqrt{n}}} = \frac{29 - 0}{\frac{8,43}{\sqrt{10}}} = 10,875$$

má za uvedeného předpokladu  $t$  rozdělení (neboť  $n$  je malé a  $\sigma$  neznámé) o  $n - 1$  stupních volnosti (tj. v našem případě 9). Tento postup se proto nazývá *párový  $t$  test*.

$\nu$	q=0,4 2q=0,8	0,25 0,5	0,1 0,2	0,05 0,1	0,025 0,05	0,01 0,02	0,005 0,01	0,001 0,002
1	0,325	1,000	3,078	6,314	12,704	31,821	63,657	318,31
2	0,289	0,816	1,886	2,920	4,303	6,965	9,925	22,326
3	0,277	0,765	1,638	2,353	3,182	4,541	5,841	10,213
4	0,271	0,741	1,533	2,132	2,776	3,747	4,604	7,173
5	0,267	0,727	1,476	2,015	2,571	3,365	4,032	5,893
6	0,265	0,718	1,440	1,943	2,447	3,143	3,707	5,208
7	0,263	0,711	1,415	1,895	2,365	2,998	3,499	4,785
8	0,262	0,706	1,397	1,860	2,306	2,896	3,355	4,501
9	0,261	0,703	1,383	1,833	2,262	2,821	3,250	4,297
10	0,260	0,700	1,372	1,812	2,228	2,764	3,169	4,144

Obr. 20 Kritické hodnoty jednostranného  $t$ -testu[8]

Tato hodnota (10,875) je větší než výše uvedená horní mez 1,833. Při platnosti nulové hypotézy, že  $\mu = 0$ , je dosažení tak vysoké hodnoty velmi nepravděpodobné. Proto  $H_0$  zamítneme a vyslovíme závěr, že zátěž má vliv na zvýšení krevního tlaku.

Pozorovaný rozdíl je statisticky významný, tedy že nastane taková odchylka od teoretického očekávání, která by za platnosti předem daného předpokladu měla velmi malou pravděpodobnost. V takovém případě se má za to, že předpoklad není správný.

Všechny ostatní vybrané parametry byly taktéž statisticky zpracovány tímto testem. Výsledky viz kapitola 7. 2. 5.

### 7.2.5 Výsledky t-testu

T-test byl prováděn u všech parametrů, které byly naměřeny a vybrány a jsou uvedeny v tabulce 7 a 8.

Tab. 7 Výsledky pro oboustranný t-test

Parametr	Výsledek t-testu	Vyvrácení / potvrzení hypotéz
<b>Délka Repetice RR intervalu[s]</b>	-2,6190189	Zátěž má vliv na změnu délky repetice EKG
<b>Up-p QRS komplexu [V]</b>	1,24519	Zátěž nemá vliv na změnu napětí QRS komplexu
<b>Tlak diastolický [mmHg]</b>	-0,4522700	Zátěž nemá vliv na změnu diastolického tlaku
<b>Tlak systolický [mmHg]</b>	10,8750000	Zátěž má vliv na změnu systolického tlaku

Tab. 8 Výsledky pro jednostranný t-test

Parametr	Výsledek t-testu	Vyvrácení / potvrzení hypotéz
Délka Repetice RR intervalu[s]	-2,6190189	Zátěž má vliv na snížení délky repetice EKG
Up-p QRS komplexu [V]	1,24519	Zátěž nemá vliv na zvýšení napětí QRS komplexu
Tlak diastolický [mmHg]	-0,4522700	Zátěž nemá vliv na snížení diastolického tlaku
Tlak systolický [mmHg]	10,8750000	Zátěž má vliv na zvýšení systolického tlaku

U parametrů, kde nebyl prokázán vliv zátěže, to neznamena, že vliv zátěže neexistuje, pouze nebyla dostatečná síla testu k jeho prokázání.

## 8 ANALÝZY V PROSTŘEDÍ MATLAB

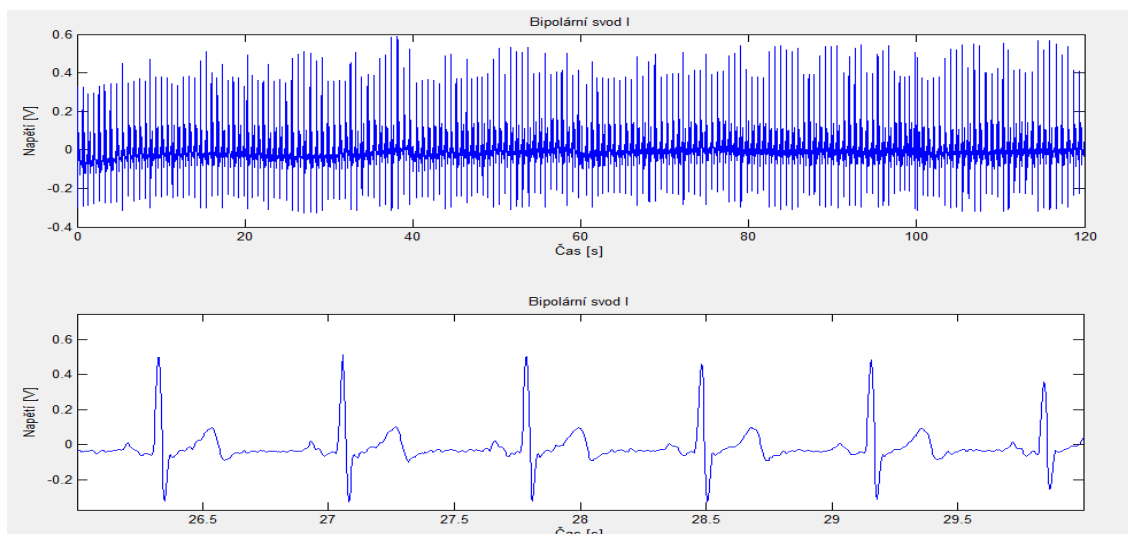
Podle zadání byla naměřená data přenesena z prostředí Biopac do prostředí Matlab. Byly rovněž vytvořeny funkce v Matlabu pro časovou a frekvenční analýzu naměřených dat včetně variability srdeční frekvence. Naprogramována byla i automatická detekce tepové frekvence ze záznamu elektrické aktivity srdce.

### 8.1 Přenos dat z Acqknowledge do Matlabu

V program AcqKnowledge je nabízeno uložení naměřených výsledků ve formě matice, která je podporována programem Matlab. Byly tedy vytvořeny matice ve formátu .mat pro všechna naměřená data. Jedna matice má přitom rozměr 30000x7, kde číslo sedm označuje počet svodů a třicet tisíc pak počet vzorků celého průběhu. Při vzorkovací frekvenci 250 Hz proto bude délka měření 120 sekund, což odpovídá měření v programu AcqKnowledge.

### 8.2 Funkce zobrazující signál v časové oblasti

V této kapitole budou popsány funkce, které byly použity pro analýzu signálu v časové oblasti. Je nutné si uvědomit, že zpracovávaný signál je diskrétní, proto je nutné přepočítat osu  $x$  tak, aby ukazovala čas, tedy dobu, kterou bylo prováděno měření. Jak bylo napsáno výše, hodnota vzorkovací frekvence je rovna 250 Hz. Celkový počet vzorků určíme pomocí příkazu  $x = \text{length}(A)$ , kde do proměnné  $x$  bude uložen počet všech vzorků jednoho svodu matice  $A$ . K vytvoření časové osy jsou tedy známy všechna potřebná data. V matlabu je možno realizovat časovou osu mnoha způsoby. V tomto případě bylo použito příkazu  $OSA=(0:A-1)/fvz$ . Takto napsaný řádek bude nastavovat osu  $x$  na 120 sekund. Na obrázku 21 je vidět, jak vypadá původní signál pro jednu osobu celý a po přiblížení.

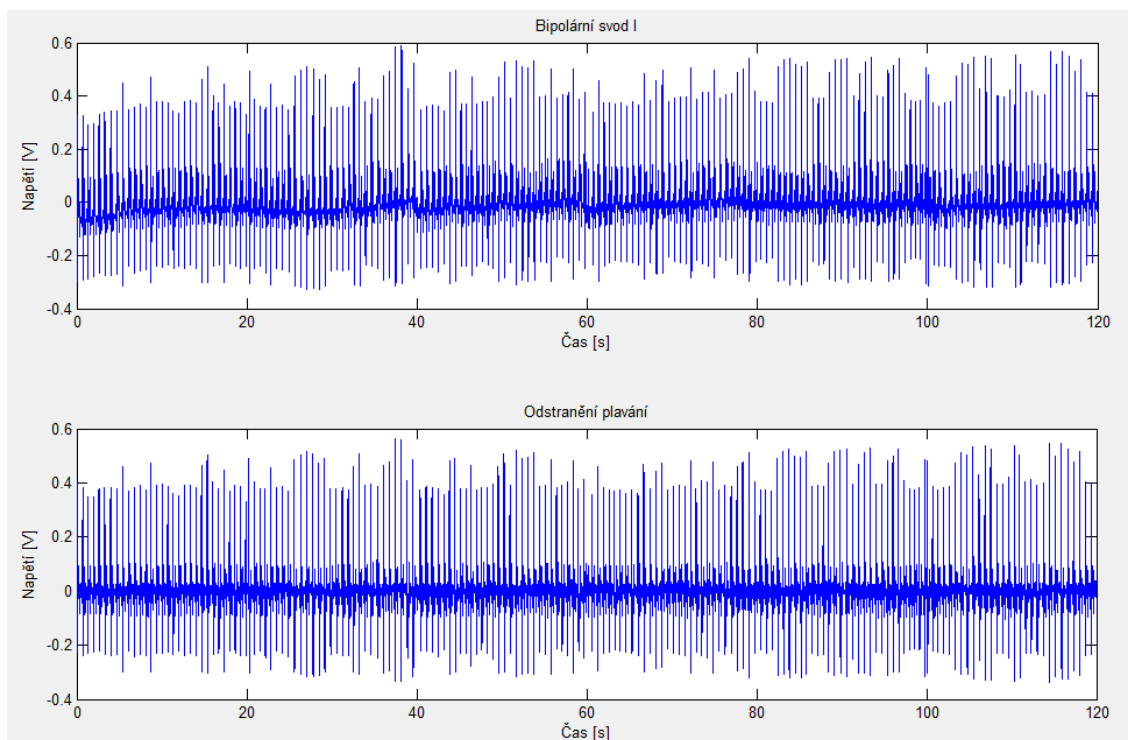


Obr. 21 Původní signál a jeho přiblížení.

### 8.2.1 Odstranění plavání signálu

Díky této analýze je možno eliminovat ze signálu nízkofrekvenční rušivé elementy, jako jsou dýchání a pohyby při měření. V matlabu bylo toto rušení odstraněno metodou vzorkování frekvenční charakteristiky. Nejprve byly navrženy jednotlivé vzorky filtru typu horní propust s mezní frekvencí 2 Hz, poté byla zjištěna impulsní charakteristika pomocí zpětné Fourierovy transformace příkazem  $h = \text{real}(\text{ifft}(H))$ , kde  $h$  představuje vypočtenou impulsní charakteristiku,  $H$  pak vektor vzorků frekvenční charakteristiky. V dalším kroku bylo provedeno přerovnění impulsní charakteristiky tímto způsobem  $\text{opr}h = \text{fftshift}(h)$ . Tímto příkazem je ukončen návrh filtru vzorkováním frekvenční charakteristiky a v následujícím kroku bude tento filtr použit. Jelikož po průchodu filtrem dochází ke zpoždění, byla použita funkce *filtfilt*, která po filtraci vrací hodnotu s nulovým fázovým posuvem, a proto se signál po filtraci podobá mnohem více vstupnímu signálu, než kdyby byla použita funkce *filter*. Takto bude vypadat filtr pro odstranění plavání -  $\text{plav} = \text{filtfilt}(\text{opr}h, 1, \text{POM})$ , kde proměnná *POM* je vstupní signál a *oprh* a *1* jsou koeficienty filtru. Na obrázku 22 je vidět jak se projeví aplikace filtru na změřený průběh EKG.





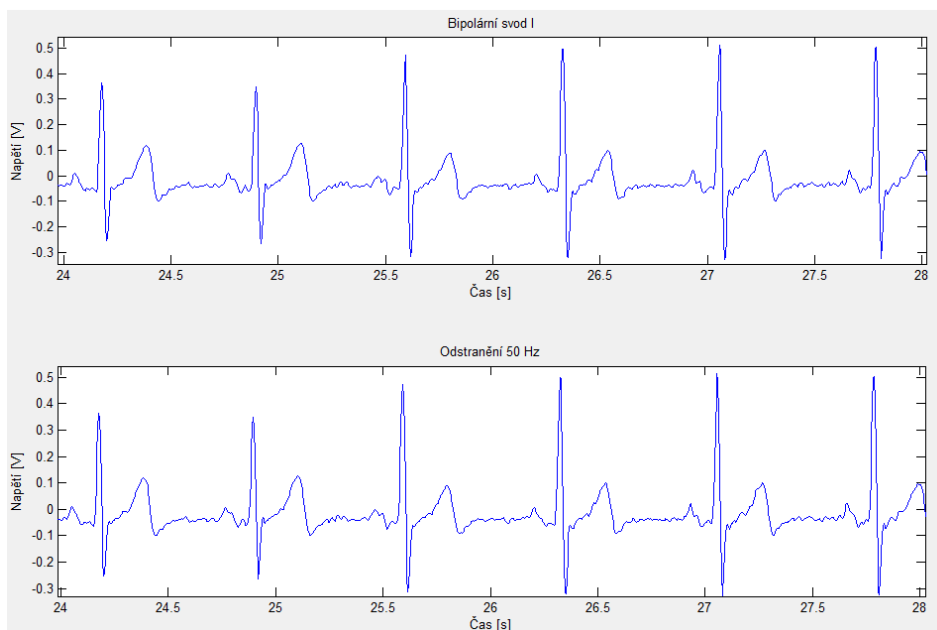
Obr. 22 Původní signál a odstranění plavání signálu.

### 8.2.2 Odstranění síťového šumu (50Hz)

Touto funkcí se eliminuje vliv harmonického síťového rušení na měřený průběh EKG. Pro odstranění rušení ze signálu je použit filtr typu pásmová zadrž a v Matlabu se realizuje pomocí funkce `fir1(1500,[wl wh], 'stop')`, kde 1500 představuje řád filtru, *wl* a *wh* představují mezní frekvence filtru. Tyto frekvence se určí ze vztahu:

$$wl = \frac{48}{\frac{f_{vz}}{2}}, wh = \frac{52}{\frac{f_{vz}}{2}}, \quad (15)$$

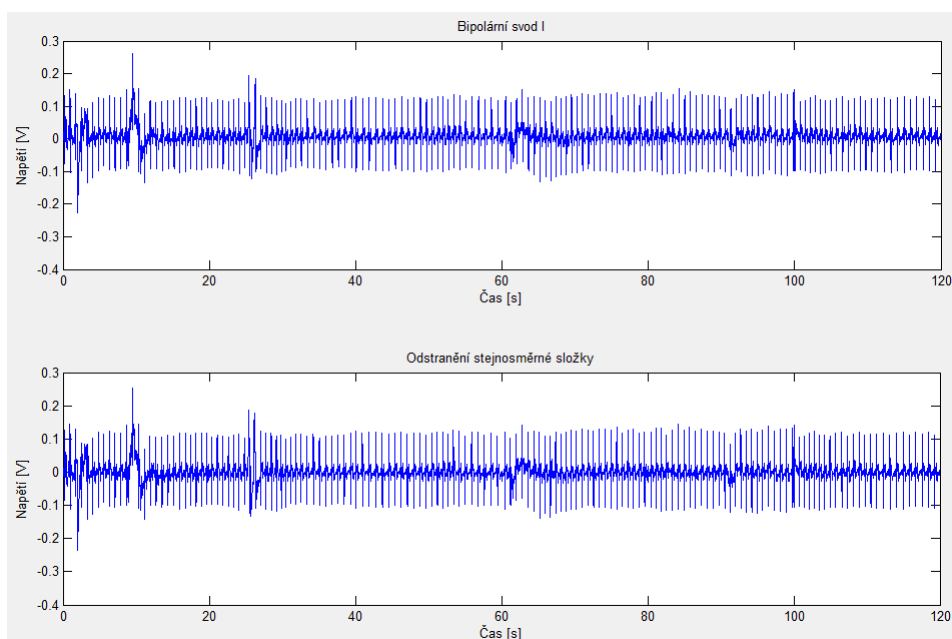
přičemž 48 Hz představuje mezní frekvenci, od které bude odstraněno síťové rušení a 52 Hz je druhá mezní frekvence, která do této hodnoty eliminuje rušení. Příkaz `'stop'` určuje typ filtru, a sice filtr typu pásmová zadrž. Samotná filtrace je provedena příkazem `filtfilt`, obdobně jako při rušení plavání signálu. Z obrázku 23 je patrné, že v časové oblasti se odfiltrování síťového kmitočtu příliš nepozná. Proto je lepší sledovat rozdíly ve frekvenční oblasti, kde jsou rozdíly patrné i pro malé úrovně rušení.



Obr. 23 Původní signál a signál po odstranění 50 Hz.

### 8.2.3 Odstranění stejnosměrné složky

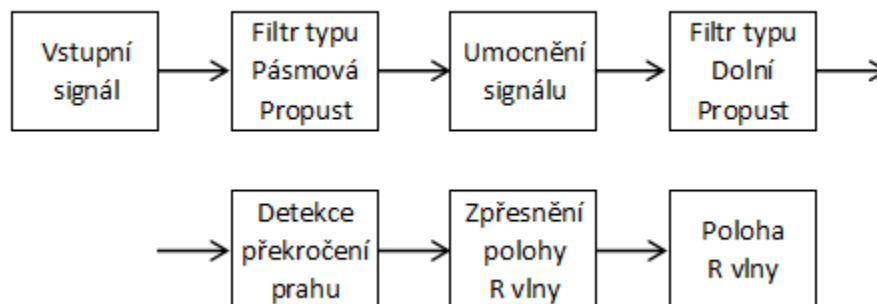
Tato funkce odstraní stejnosměrnou složku z originálního signálu. Stejnosměrná složka odpovídá nulové frekvenci, v amplitudovém spektru je to tedy hodnota prvního vzorku. V programu Matlab je odstranění realizováno převodem signálu do frekvenční oblasti příkazem  $a = \text{fft}(x)$ , poté je vynulována hodnota prvního vzorku  $a(1) = 0$  a následně je signál převeden zpět do časové oblasti  $aa = \text{ifft}(a)$ . Po odstranění stejnosměrné složky se původní signál posune na nulu, záleží však na velikosti stejnosměrné složky. Porovnání průběhů je na obrázku 24.



Obr. 24 Původní signál a signál po odstranění stejnosměrné složky.

### 8.2.4 Detekce R vln

Tato funkce je určena pro detekování RR intervalů z naměřeného průběhu. Základní postup detekce je uveden na obrázku 25.



Obr. 25 Blokové schéma detekce RR intervalů

#### Postup detekování R vln

1. Filtrování pásmovou propustí

Dle schématu je jako první třeba vyfiltrovat vstupní signál filtrem typu pásmová propust, který má pevně stanovené hranice. Pro dolní hranici je nastaveno 15Hz a pro horní hranici 16Hz. V programu matlab je pásmová propust realizována příkazem  $b = \text{fir1}(n, [wl \ wh], 'DC-1')$ , kde  $n$  je řád filtru, stanoven na hodnotu 51,  $wl$  a  $wh$  jsou mezní frekvence filtru v Hz, které se zadávají od 0 do 1 a 1 je Nyquistova frekvence.

$$wl = \frac{12}{\frac{fvz}{2}}, wh = \frac{17}{\frac{fvz}{2}}, \quad (16)$$

Hodnoty 12 Hz a 17 Hz představují rozsah pásmové propusti.  $DC-1$  je pak typ filtru pásmová propust. Samotná filtrace je pak provedena příkazem  $\text{filtfilt}(b, 1, x)$ , kde  $b$  je předchozí nastavení filtru, 1 ukazuje, že celé nastavení filtru se řídí pouze koeficientem  $b$  a  $x$  je filtrovaný průběh.

2. Umocnění signálu

Umocnění signálu spočívá v překlapaní záporných hodnot průběhu do kladných. U malých hodnot se tyto hodnoty zmenší a u velkých se naopak zvětší. Dochází tedy ke zdůraznění R vln. Z takto upraveného signálu se po další úpravě bude lépe provádět detekce RR intervalů. V programu Matlab je umocnění signálu provedeno příkazem  $\text{SIGNAL\_PO\_UMOCNENI} = \text{SIGNAL} .* \text{SIGNAL}, '.*'$  takto se provádí násobení matic vzorek po vzorku.

3. Filtrování dolní propustí

Tento filtr slouží k vyhlazení průběhu po jeho umocnění. Mezní frekvence filtru byla nastavena na 3,75 Hz a řád filtru je nastaven na 51. V programu Matlab je

tento filtr realizován  $b = \text{fir1}(51, 0.03)$ . Filtrace je pak provedena obdobně jako u pásmové propusti, a sice  $\text{SIGNAL\_PO\_DP} = \text{filtfilt}(b, 1, \text{SIGNAL\_PO\_UMOCNENI})$ .

#### 4. Detekce překročení prahu

Samotná detekce je rozdělena do několika částí. V první fázi je signál pomyslně rozdělen na pět úseků. V Matlabu je rozdělení provedeno příkazem  $\text{usek} = \text{SIGNAL\_PO\_DP}(1:1000)$  atd. Z každého úseku je vybrána maximální hodnota -  $\text{max}(\text{usek})$  a ze všech maxim se potom vytvoří průměrná hodnota. Z této hodnoty je posléze vypočten práh, který je nastaven na třicet procent této průměrné hodnoty. Takto vytvořený práh umožňuje ze signálu eliminovat extrémní hodnoty, které vznikly nepřesným měřením, při pohybech během měření, případně při přepínání svodu.

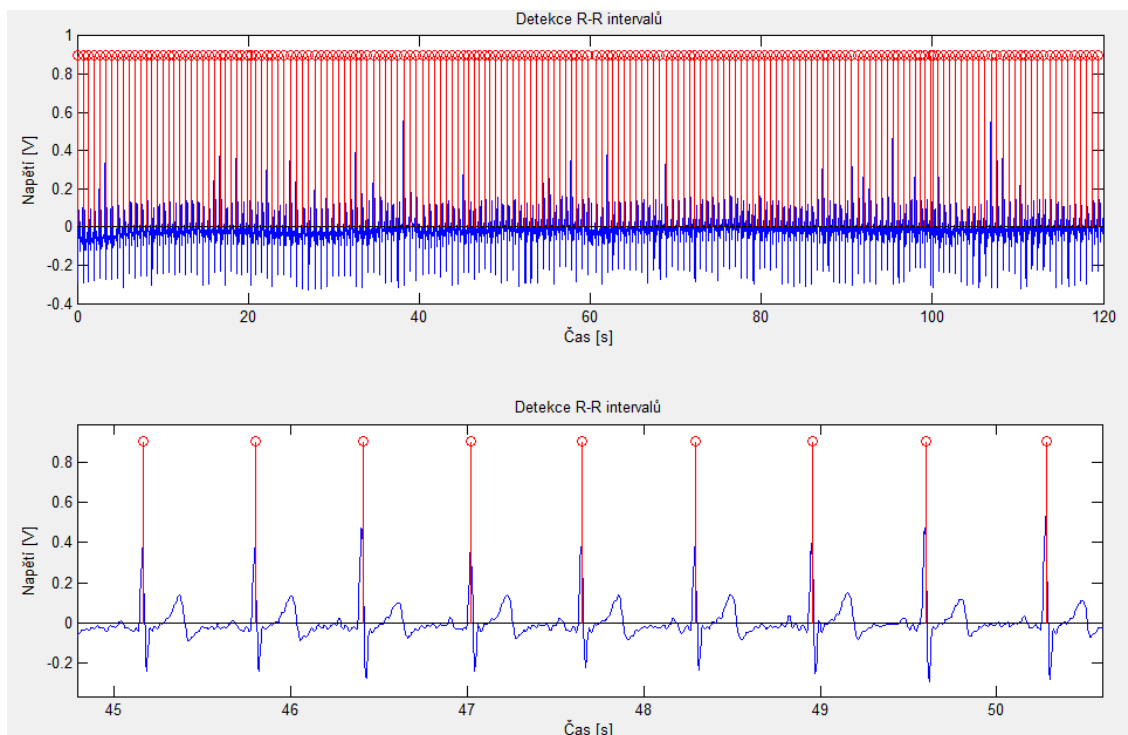
#### 5. Zpřesnění polohy R vln

Tento algoritmus se skládá z několika soustav cyklů a podmínek, ze kterých je nejprve detekováno překročení *PRAHU* a do matic je uložena každá nadprahová hodnota. Jakmile je detekována první hodnota nižší než *PRÁH*, je vybráno maximum – tedy jedna R vlna. V druhé části je přiřazena každému maximumu pozice, z důvodů správného zobrazení v grafu.

V programu je dále i korekce špatně nedetekovaných R vln. Toto je ošetřeno tak, že jestli se v matici objeví vzdálenost špiček R vln menší jak 0.3 sekund, tak je následující špička odstraněna. Je to v programu kvůli nežádoucím špičkám, které by byly nadetekovány ihned za sebou.

Vykreslení těchto špiček je realizováno tak, že se nejdříve vykreslí původní signál a posléze jsou v cyklu *for* vykreslovány všechny pozice nedetekovaných R vln s tím, že značky nadetekovaných vln jsou zarovnány na hodnotě 0,9.

Tím, že bylo prováděno vlastní měření, vznikají při tomto měření chyby, které způsobují extrémně velké špičky v signálu. Tyto špičky, které jsou viditelné u dvou jedinců, mají negativní vliv na detekci RR intervalů, protože detektor nezareaguje na velkou změnu špičky v signálu. Na rozdíl od statistické části práce, kde se vlivem průměrování chyby tolik neprojevují. V programu by bylo možno tyto chyby eliminovat uživatelsky nastavováním prahu, nicméně na tyto vylepšení již nezbyl čas, a proto nebyly do programu implementovány.



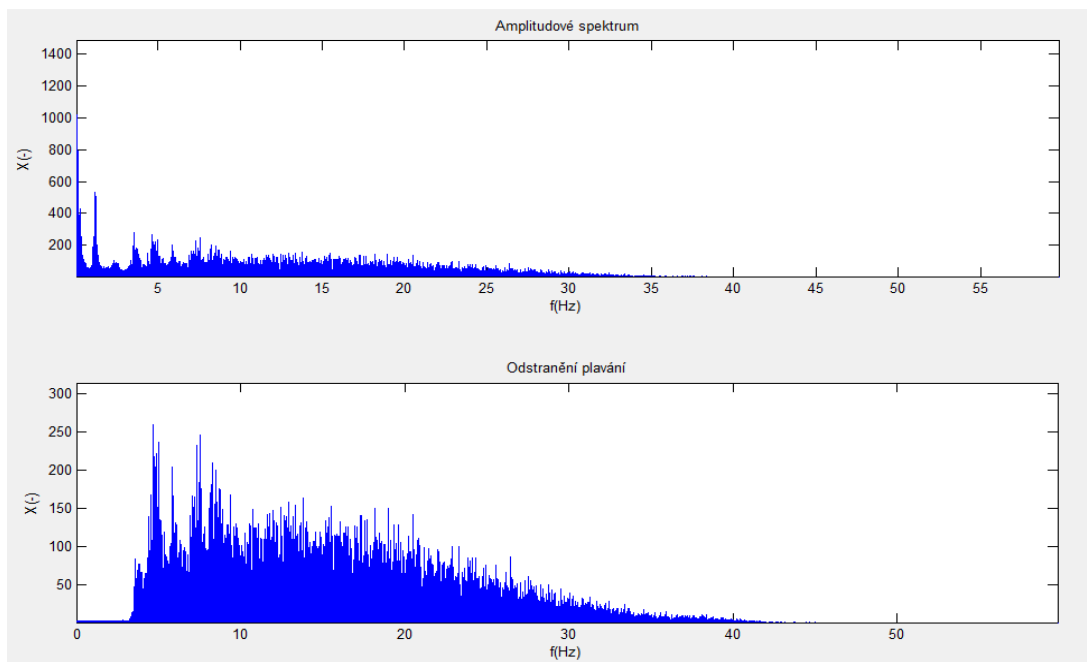
Obr. 26 Původní průběh a nadetekované RR intervaly

### 8.3 Funkce zobrazující signál ve frekvenční oblasti

V této kapitole budou podrobně popsány naprogramované funkce vytvořené v programu Matlab, pro analýzu naměřených dat ve frekvenční oblasti. Na rozdíl od časové oblasti, kde se pracuje přímo s naměřeným signálem, se ve frekvenční oblasti pracuje s vypočítanými složkami spektrální oblasti. Při pozorování spektra jsou získány zcela odlišné informace o signálu, na rozdíl od signálu v časové oblasti. K tomu bude využit algoritmus rychlé Fourierovy transformace. Tato transformace se dá využít jak pro převod signálu do frekvenční oblasti, tak i zpět do časové, transformace je tzv. inverzní. Ve vytvořených funkcích je pouze amplitudové spektrum, které má na x-ové ose jednotlivé harmonické složky a na y-ové potom jejich maximální amplituda složek spektra. Při přechodu do frekvenční oblasti se musí splnit vzorkovací teorém, kde maximální frekvence signálu musí být menší než polovina vzorkovací frekvence. V programu matlab je Fourierova transformace realizována příkazem  $\text{fft}(x)$ , kde  $x$  je vstupní signál. Takto vytvořené spektrum obsahuje reálnou i imaginární složku. Pro tuto práci je zapotřebí pouze modul spektra, takže příkazem  $\text{abs}(\text{fft}(x))$  je odstraněna imaginární složka ze spektra. Všechna spektra jsou zobrazena do poloviny vzorkovacího kmitočtu, tak jak bývá v praxi. V této práci jsou spektra zobrazeny diskrétně, čili odpovídají definici amplitudového spektra.

### 8.3.1 Odstranění plavání signálu

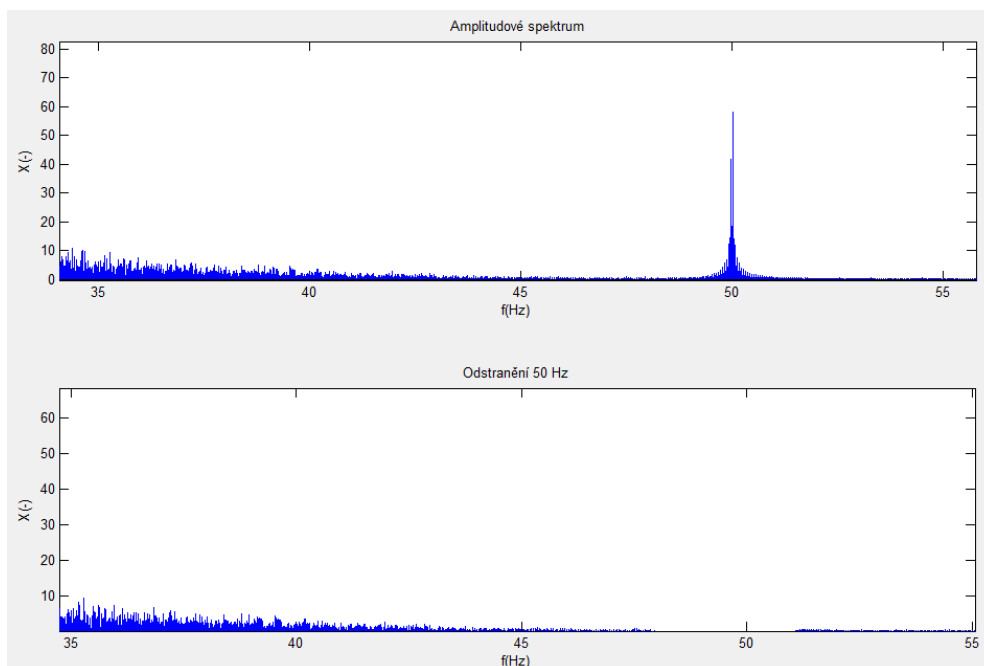
Tato funkce, stejně jako v časové oblasti, odstraní ze signálu negativní vlivy, jako dýchání, pohyby a další vlivy při měření. Signál je vytvořený stejně jak v časové oblasti, jen se převede do oblasti spektrální. Porovnání spekter signálu před a po filtraci je znázorněno na obrázku 27.



Obr. 27 Původní amplitudové spektrum a spektrum odstranění signálu

### 8.3.2 Odstranění síťového šumu (50Hz)

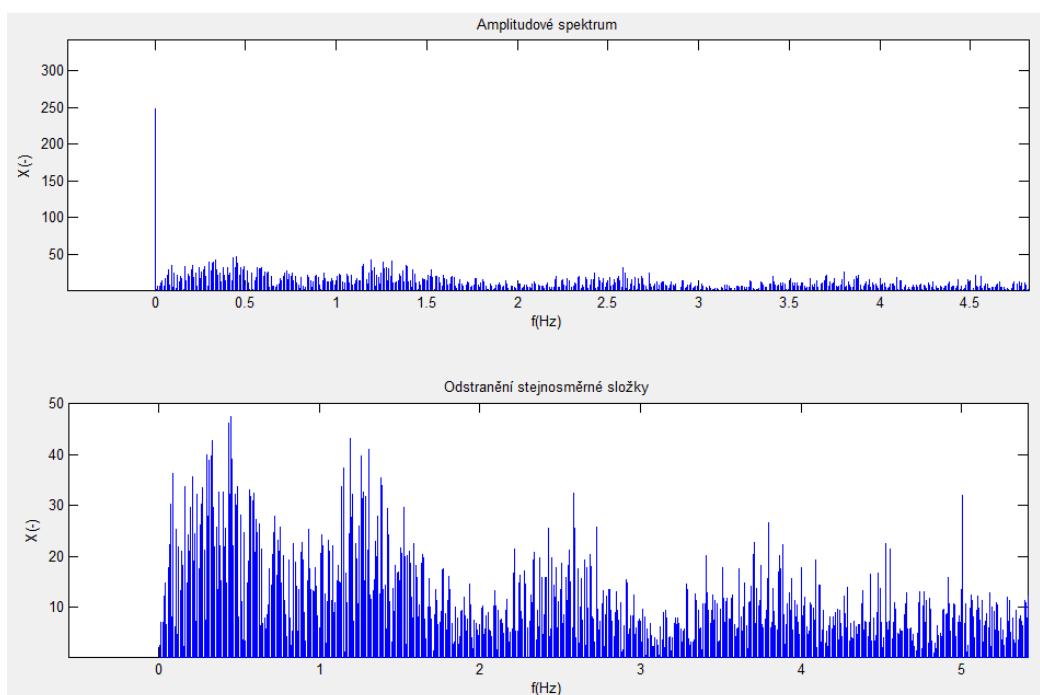
Pod touto funkcí je provedeno odstranění vlivu síťového rušení, podobně jako v časové oblasti, ovšem s tím rozdílem, že filtrovaný signál je převeden do frekvenční oblasti. Porovnání signálů je na obrázku 28.



Obr. 28 Původní amplitudové spektrum a spektrum odstranění 50 Hz

### 8.3.3 Odstranění stejnosměrné složky

Tato funkce má za úkol odstranit ze signálu stejnosměrnou složku, která je reprezentována prvním vzorkem. Proto je ze signálu, stejně jako v časové oblasti, odstraněna jeho vynulování. Na rozdíl od časové oblasti se signál ponechá v oblasti frekvenční. Porovnání průběhů před a po odstranění stejnosměrné složky je zobrazeno na obrázku 29.



Obr. 29 Přiblížené amplitudové spektrum a spektrum po odstranění stejnosměrné složky

## 8.4 Hodnocení variability srdeční frekvence

Hodnocení variability srdeční frekvence patří v současnosti mezi běžné neinvazivní vyšetřovací metody k posouzení vlivu autonomního nervstva na kardiovaskulární systém. K výpočtu se používají časové i spektrální analýzy. Vyšetření variability srdeční frekvence se etablovalo především v kardiologii, ale i jiných oborech medicíny, kde byla prokázána korelace mezi poklesem variací intervalů R-R a vznikem některých onemocnění. Kvalitativní vyšetření HRV není tak jednoduché, jako měření ostatních klinických parametrů, například krevního tlaku nebo tepové frekvence. Dosavadní zkušenosti ukázaly, že pro účely stanovení kardiovaskulárního rizika jsou nejhodnotnější informace získané z dlouhotrvajících elektrokardiografických záznamů.

V této práci se však pracuje se signály dlouhými pouze 120 sekund, takže je zde pouze ukázán postup, jakým by se takové hodnocení provádělo v praxi. V další části práce se HRV rozdělí do dvou kategorií, a sice na hodnocení v časové a frekvenční oblasti.[10]

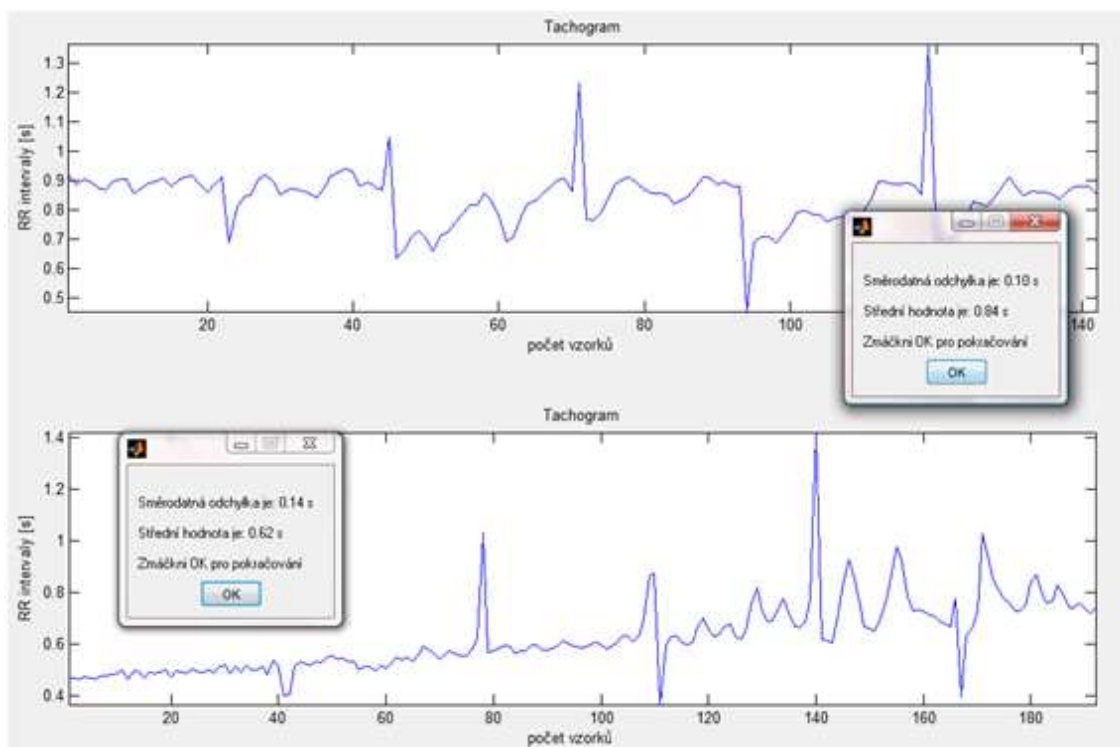
### 8.4.1 HRV v časové oblasti – Tachogram

Jak již název kapitoly napovídá, tachogram je určen pro hodnocení variability srdeční frekvence v časové oblasti. V grafu, který zobrazuje tachogram, lze vyčíst nepravidelnost trvání jednotlivých RR intervalů. V praxi se při dlouhodobém sledování počítá s mnohem přesnějšími daty, než jak je v této práci, nicméně pro nástin této problematiky je to dostačující.

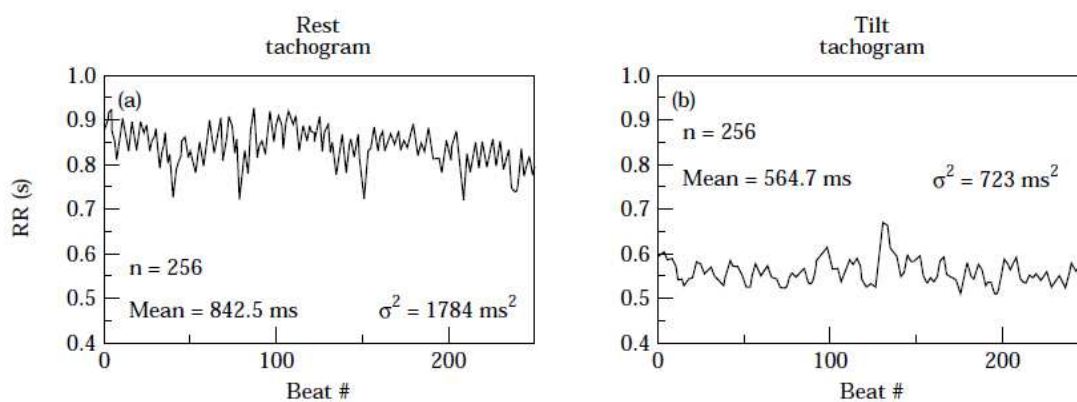
Při tvorbě grafu se vycházelo z detekce R vln. Z matice nadetekovaných špiček R vln se vytvořila nová matice, která spočítala vzdálenosti mezi těmito špičkami, a ty se pak zobrazili v grafu. Na obrázku níže je vidět ilustrace tachogramu. Velké výkyvy od střední hodnoty jsou způsobeny akvizicí dat, kdy systém Biopac umožňuje měřit 12ti svodové EKG pouze přepínáním hrudního svodu. Bylo tedy nutné přerušovat měření a po opětovném startu měření mohly vznikat příliš krátké či dlouhé vzdálenosti RR intervalů. Ty se pak projeví nečekanými výkyvy v tachogramech.

V této funkci byla také naprogramována střední hodnota a směrodatná odchylka, které jsou ukazateli variability srdečního rytmu. Na následujícím obrázku je potom srovnání tachogramu před a po zátěži a na obrázku 31 potom záznamy z klinické praxe.





Obr. 30 Tachogram – porovnání průběhů před a po zátěži.



Obr. 31 Tachogramy z klinické praxe [10]

#### 8.4.2 Porovnání výsledků repetitivních RR intervalů z prostředí Matlab a Acqknowledge

Tato kapitola se zabývá porovnáním naměřených dat, repetitivních RR intervalů, z programů Acqknowledge a Matlab. Jak je v následující tabulce vidět, tyto hodnoty se téměř shodují. Malé rozdíly jsou způsobeny tím, že průměrná hodnota RR intervalů ve statistické části byla stanovena z menšího počtu vzorků než průměrná hodnota RR intervalů při programování tachogramu v Matlabu.

Tab. 9 Porovnání repetitivních RR intervalů z prostředí Matlab a Acqknowledge

Program	ACQ				MATLAB			
Stav	před zátěží		Po zátěží		před zátěží		Po zátěží	
Osoba	Repetice RR intervalu[s]	Směrodatná odchylka [s]	Repetice RR intervalu[s]	Směrodatná odchylka [s]	Repetice RR intervalu[s]	Směrodatná odchylka [s]	Repetice RR intervalu[s]	Směrodatná odchylka [s]
1	0,86	0,11	0,59	0,05	0,79	0,11	0,63	0,07
2	0,92	0,1	0,49	0,06	0,83	0,08	0,66	0,14
3	0,75	0,05	0,6	0,09	0,78	0,09	0,6	0,13
4	0,8	0,07	0,61	0,1	0,77	0,09	0,7	0,11
5	0,8	0,04	0,47	0,11	0,83	0,06	0,78	0,2
6	0,67	0,12	0,48	0,06	0,78	0,07	0,56	0,05
7	1,08	0,05	0,93	0,1	1,05	0,07	0,95	0,12
8	0,68	0,06	0,46	0,08	0,68	0,04	0,6	0,1
9	1,11	0,09	0,8	0,11	1,02	0,06	0,98	0,1
10	0,78	0,07	0,54	0,06	0,78	0,11	0,61	0,07

### 8.4.3 HRV ve frekvenční oblasti - Výkonové spektrum

Metodika spektrální analýzy je založena na principu sledování oscilací intervalů mezi po sobě následujícími srdečními stahy (na EKG intervaly R-R). Podstatou spektrální analýzy je rozložení nepravidelného průběhu variability srdeční frekvence na pravidelné cykly, které reprezentují procesy ovlivňující průběh srdeční frekvence. Nejčastěji se k tomu používá tzv. Fourierova transformace. Transformací těchto časových údajů do frekvenčních hodnot získáme výkonové spektrum. [11]

Rozlišujeme tři hlavní spektrální komponenty:

- HF – vysoká frekvence (high frequency) – v pásmu 0,15 až 0,50 Hz, která je ovlivněna takřka výhradně vagovou aktivitou;
- LF – nízká frekvence (low frequency) – v pásmu 0,05 až 0,15 Hz, na které se podílí převážně sympatická nervová modulace, méně již parasympatická;
- VLF – velmi nízká frekvence (very low frequency) – 0,02 až 0,05 Hz má zatím ne zcela jasný původ a ze všech tří komponent pravděpodobně nejmenší podíl vagové modulace.

Při hodnocení se užívá i poměr spektrálních komponent LF/HF, sloužící k vyjádření rovnováhy mezi aktivitou sympatického a parasympatického systému. Na základě výše uvedených informací můžeme s jistotou rezervou považovat spektrální výkon s frekvencí vyšší než 150 mHz za ukazatel tenze parasympatiku. Oblast pod touto hranicí odpovídá spíše oscilacím sympatiku, oblast kolem frekvence 100 mHz odráží specificky sympatickou aktivitu baroreceptorů. Poměr  $LF/HF > 1$  svědčí pro zvýšenou aktivaci sympatického nervstva.[11]

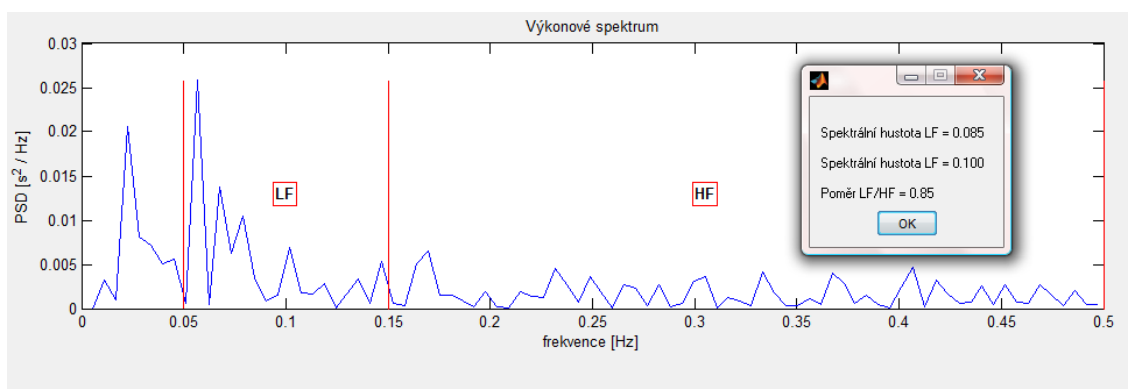
Tento poměr je v programu Matlab vypočten z plochy pod křivkou výkonového spektra. Aby se mohly vypočítat potřebné komponenty, jsou v programu vytvořeny 2 smyčky, které nakonec vytvoří matici s body. Z těchto bodů pak příkazem *trapz(a)*, kde *a* je matice s body, je vypočtena plocha pod křivkou a je stanovena výkonová spektrální hustota LF a HF.

V této práci bylo vytvořeno výkonové spektrum dvěma způsoby.

1. Výkonové spektrum výkonové spektrum spočtené první metodou.

Toto spektrum je vytvořeno podle knihy Matlab – Začínáme se signály. V první části je vytvořeno komplexní spektrum příkazem  $a = \text{fft}(x)$ , kde  $x$  je matice nadetekovaných vzdáleností RR intervalů. V dalším kroku je odstraněna stejnosměrná složka, zastoupená prvním vzorkem v signálu. Dále je příkazem  $b = \text{conj}(a)$  získáno komplexně sdružené spektrum. Samotný výpočet výkonového spektra je realizován takto:  $\text{Vykon} = a .* b / \text{length}(a)$ ;

Vypočtené spektrální hustoty a zobrazený průběh výkonového spektra je na obrázku 33.



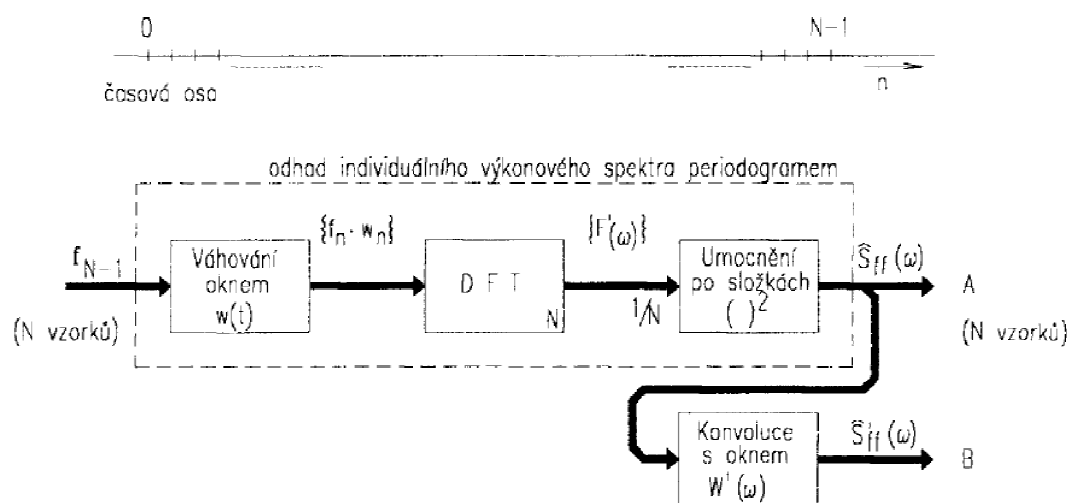
Obr. 32 Výkonové spektrum se spočteným poměrem spektrálních hustot

2. Výkonové spektrum metodou periodogramu

Klasickou a stále základní metodou odhadu výkonového spektra je neparametrická metoda periodogramu, která vychází ze vztahu:

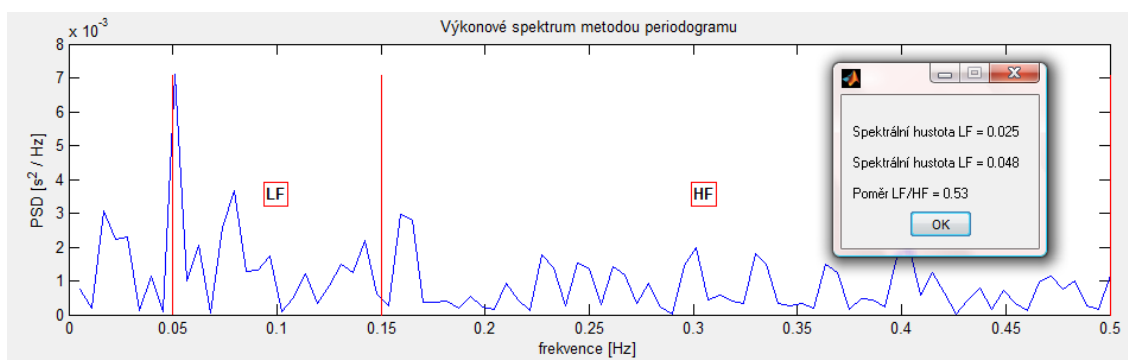
$$S_{ff}(\omega) = E \left\{ \frac{1}{N} |F_w(\omega)|^2 \right\} = \frac{1}{M} \sum_{w_i=w_l}^w \frac{1}{N} |F_{wi}(\omega)|^2 \quad (17)$$

V principu jde o souborový průměr individuálních výkonových spekter z  $M$  realizací o délce  $N$  vzorků. Předpokládá se mnoho realizací náhodného signálu, jak se to v praxi běžně dělá. Dlouhý záznam se rozdělí na subsekvence a z nich se poté vypočte výkonové spektrum. V této práci se však provádí výpočet z krátkého signálu, proto se tento vzorec (17) neaplikuje pro  $M$  realizací, nýbrž pro  $M = 1$ , tedy pouze jedna realizace. Jde o to, pouze ukázat praktický postup, který ukazuje, jak by se výkonové spektrum počítalo v praxi. Výpočet podle tohoto vztahu se ovšem číslicově realizuje pomocí FFT s následným výpočtem kvadrátů absolutních hodnot a poskytuje tudíž jen vzorky spektra  $S_{ff}(k\Omega)$ ,  $\Omega = 2\pi/NT$ . K výpočtu průměrných hodnot lze přistoupit několika způsoby. Základní postup periodogramu je zobrazen na následujícím obrázku.[12]

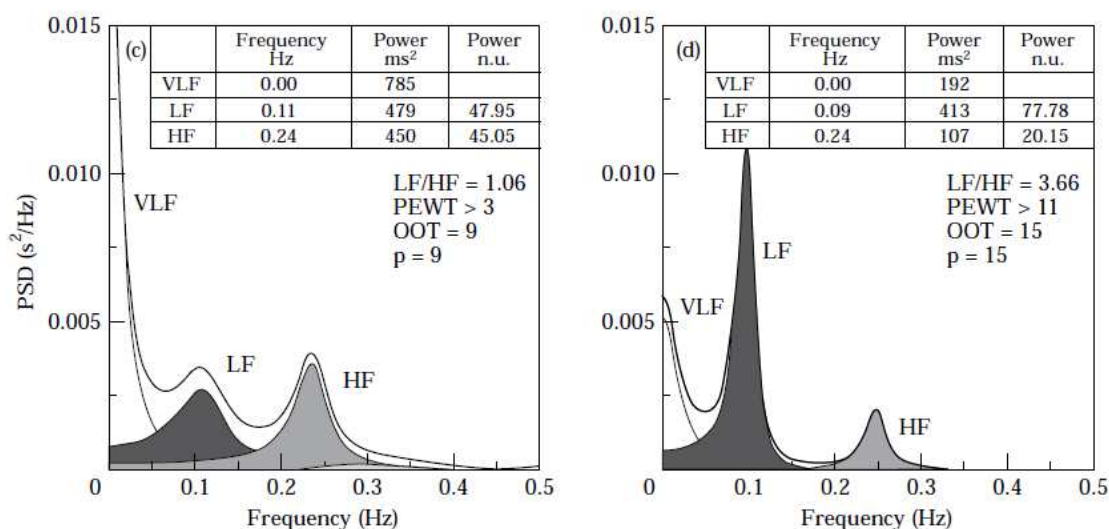


Obr. 33 Základní postup výpočtu periodogramu [12]

V programu Matlab je stejně jako v předchozí metodě převeden signál do frekvenční oblasti, kde je odstraněna stejnosměrná složka. Je zde použito váhování Hammingovým oknem. V první části se vynásobí signál s oknem,  $f = \text{abs}(\text{fft}(\text{hamming}(N) \cdot \text{sss1}(1:N)))$ , to má za následek převedení signálu na amplitudové spektrum. Poté jsou vzorky umocněny na druhou,  $f_{vyk} = (f.^2)/N$ , a vyděleny počtem vzorků.



Obr. 34 Výkonové spektrum metodou periodogramu



Obr. 35 Výkonová spektra z klinické praxe [10]

#### 8.4.4 Porovnání výsledků výkonových spekter s praxí

Při porovnávání výsledků se vycházelo ze závěrů klinické praxe (viz Tab. 10), která má k dispozici M realizací z dlouhého signálu. Proto je toto srovnání pouze ilustrační. Ze dvou metod, které byly provedeny v této práci je za bližší výsledkům z praxe považována metoda periodogramu, jelikož i v praxi se používá váhování oknem. Naměřené výsledky se s hodnotami z praxe shodují pouze řádově. Toto je zapříčiněno tím, že se spektrum počítá pouze z jedné realizace nebo chybami vzniklými při měření. Cílem práce však není přesnost měření, avšak ukázání postupu, jakým by se v praxi v této problematice pracovalo.

Tab. 10 Hodnoty HRV z praxe. [11]

	RR	MSSD	TP	LF	HF	LF/HF
Zdravý pacient	826 ±28 ms	7 248 ±865 ms <sup>2</sup>	3 899 ±392 ms <sup>2</sup>	1 154 ±234 ms <sup>2</sup>	2118 ±301	0,54
Hypertonik	786 ±26 ms	4 952 ±985 ms <sup>2</sup>	3247 ±358 ms <sup>2</sup>	1 987 ±285 ms <sup>2</sup>	988 ±205	2,01

Tab. 11 Naměřená data vybraného pacienta metodou periodogramu

LF [ms <sup>2</sup> ]	HF[ms <sup>2</sup> ]	LF/HF
1200	910	1.32

### 8.5 Automatický detektor tepové frekvence

Tato funkce je v programu Matlab realizována algoritmem z předchozí funkce detektoru R vln. Výstupem detektoru je matice, která obsahuje pozice nadetekovaných R vln a určení tepové frekvence je proto velmi snadné. Z matice se vypočte počet všech vzorků, příkazem  $a = \text{numel}(x)$  a následně je toto číslo  $a$  vyděleno dvěma, protože bylo měření prováděno po dobu dvou minut. Výsledek je pak zaokrouhlen příkazem  $\text{floor}(y)$ , jelikož

se běžně udává hodnota jako celé číslo.

Při měření EKG byl rovněž palpačně měřen tep. V následující tabulce je proto vidět porovnání a je možno prohlásit, že se výsledky téměř shodují. Rozdíly mezi oběma metodami získání tepové frekvence jsou zapříčiněny chybami při přepojování hrudního svodu, nedostačujícím algoritmem pro eliminaci nežádoucích R vln, a také fyzickou připraveností člověka, protože na každého působila zátěž jinak a palpační odečítání se provádělo až po změření EKG.

Tab. 12 Porovnání tepové frekvence

Tepová f. [Údery/min]	Palpačně		Programem	
	Zátěž			
Osoba	před	po	před	po
1	86	102	89	99
2	86	124	77	98
3	70	100	71	91
4	62	70	56	63
5	64	76	72	77

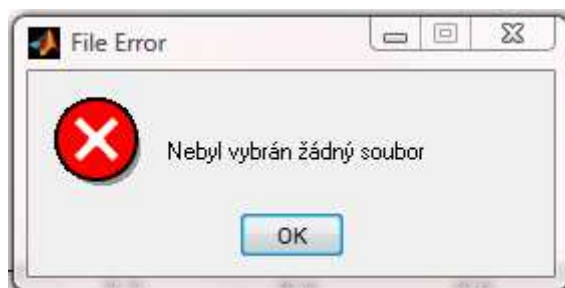
## 9 GRAFICKÉ ROZHRAŇÍ GUIDE

V této kapitole je popsáno grafické rozhraní, do kterého byly všechny funkce vloženy, jak se v programu orientovat a co se od něj může čekat.

Při práci v grafickém rozhraní Guide se pracuje na dvou úrovních. Tu první reprezentuje designový návrh hlavního panelu programu, kde jsou vybírány prvky, jako jsou tlačítka, seznamy, grafy a další nástroje, které jsou pro chod programu důležité. Ve druhé části je použit soubor, ve kterém budou uplatněny naprogramované funkce, které jsou ke grafickým prvkům přiřazeny.

Při spuštění programu je zobrazen hlavní panel, který je na obrázku 40. Tento panel je rozdělen na dvě, naprosto identické části. Je to hlavně kvůli pohodlnosti při provádění analýz, aby bylo možno sledovat a porovnávat naměřené průběhy před a po zátěži, nebo porovnávání různých parametrů dvou lidí.

Pro uvedení programu do činnosti je nejdůležitější tlačítko pro načtení dat „Vyber soubor“. Po stisku tohoto tlačítka se otevře okno průzkumník, ze kterého je třeba vybrat matice naměřených dat, která končí příponou .mat. Není-li vybrán žádný soubor, nic se neděje, avšak program nedovolí uživateli pokračovat v jakémkoliv analyzování, dokud nevybere požadovaný soubor dat. Program proto zobrazí varovnou hlášku, která je na obrázku 37. Program s uživatelem komunikuje přes tyto vyskakující okna, takže například při zjišťování tepové frekvence bude zobrazeno okno s výslednou tepovou frekvencí nebo při zjišťování spektrálních hustot bude zobrazeno okno s výslednými hodnotami. Tyto okna jsou zobrazeny na předchozích obrázcích. Program je uživatelsky příjemný, snaží se uživatele navádět a v případných neočekávaných krocích ho upozornit, jak má pokračovat. Neočekávané kroky v programu jsou ošetřeny a program je stabilní.

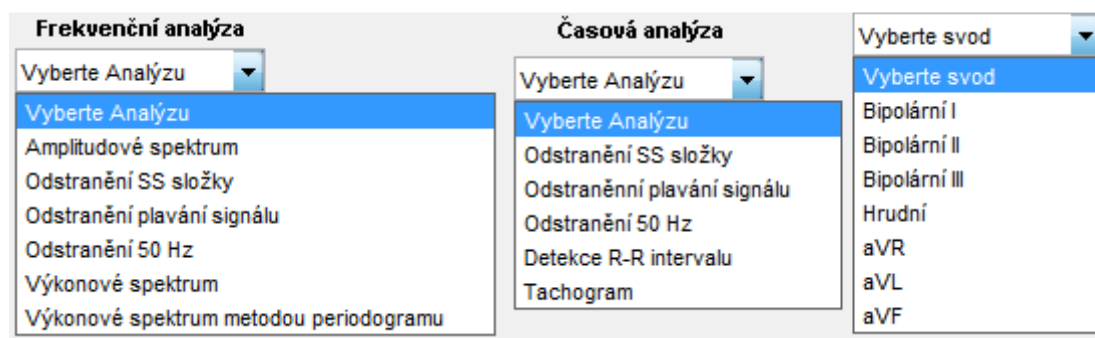


Obr. 36 Varovná hláška po nenačtení souboru.

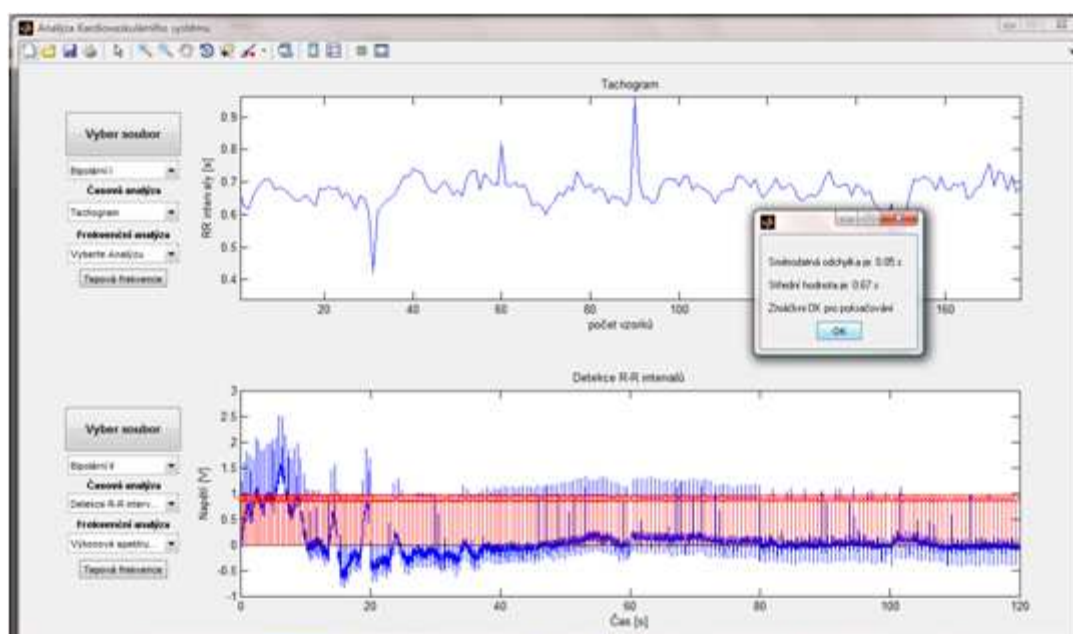
Po načtení požadovaného souboru program naopak zobrazí hlášení o načtení dat a oznámí uživateli, co musí dále udělat. Dále bude zobrazena lišta tzv. toolbar, která dá celému analyzování nový rozměr. Zejména funkce lupy je z tohoto panelu nejlepším nástrojem pro analýzu. Pro správné používání programu je nutné, aby uživatel po načtení souboru vybral požadovaný svod, a tím mohl používat veškeré možnosti analýz, které jsou v tomto programu udělány. Po výběru určitého svodu se tento vybraný svod zobrazí v zobrazovacím poli axes, ve kterém se zobrazují veškeré výsledky. Všechny výběry svodů a analýz jsou v programu vytvořeny pomocí tzv. popup menu neboli rozevíracích seznamů. Tyto menu byly zvoleny hlavně kvůli úspornosti místa na



hlavním panelu. Ukázka rozevíracích seznamů je na obrázku 38. Na obrázku 39 je pak vidět použití programu za chodu.

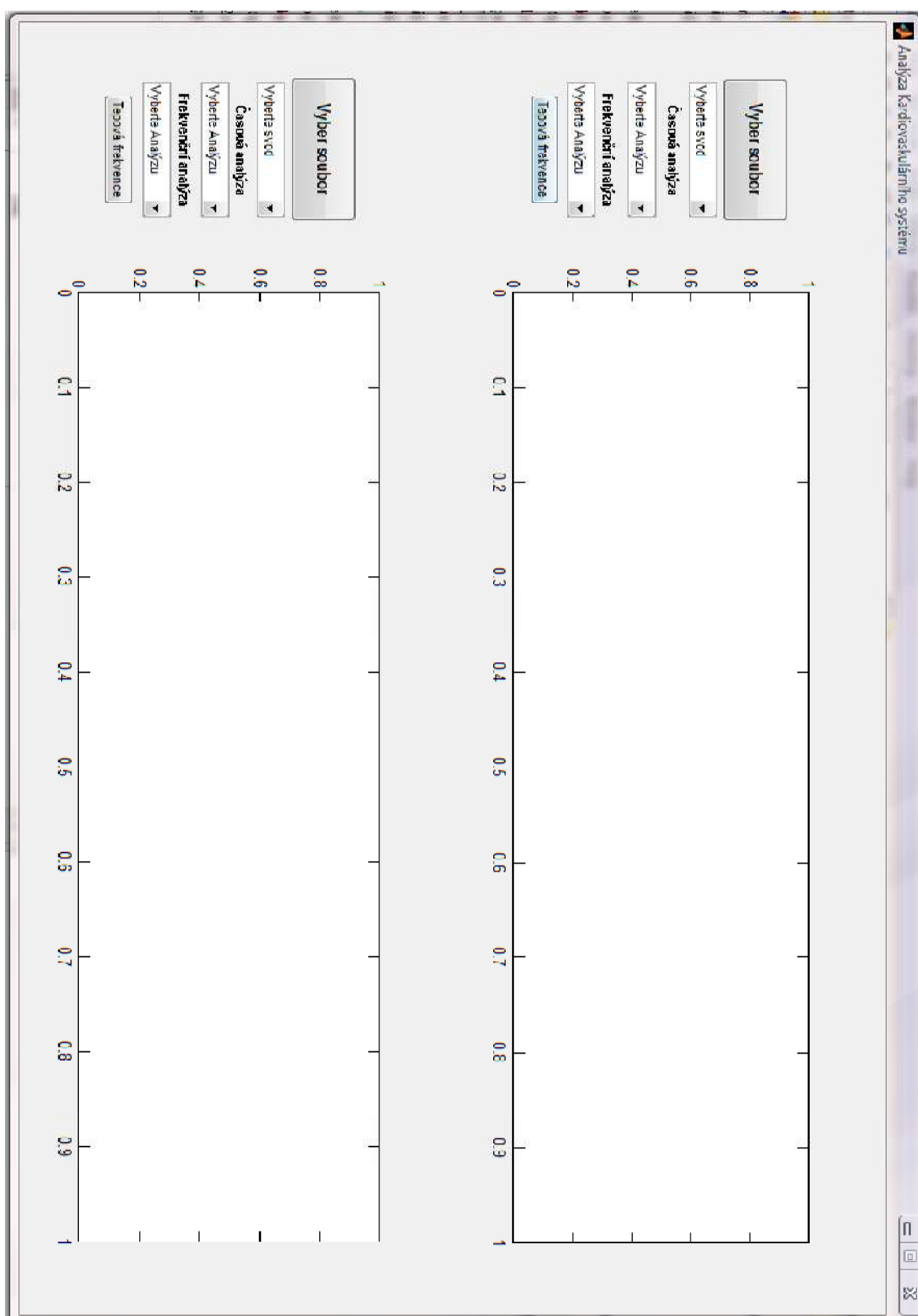


Obr. 37 Pop-up menu použité v programu



Obr. 38 Program za chodu.





Obr. 39 Úvodní panel programu

## 10 ZÁVĚR

Tato práce se zabývá elektrickou aktivitou srdce. Po seznámení s teorií byla provedena praktická měření parametrů kardiovaskulárního systému, naměřená data pak byla statisticky vyhodnocena a bylo vytvořeno programové rozhraní pro naprogramované analýzy.

Pro zjištění vlivu zátěže na zvýšení krevního tlaku byl navržen vlastní pokus. Na deseti dobrovolnících byly naměřeny EKG signály před a po zátěži, diagnostickým systémem Biopac v prostředí Acqknowledge. Z tohoto prostředí byla získána potřebná data pro statistické zpracování. Auskultační metodou byl potom změřen krevní tlak, rovněž před a po zátěži.

Ze získaných výsledků byly provedeny statistické testy. V první části testování bylo potřeba určit, zdali jsou naměřená data vůbec vhodná k zpracování, tedy ověřit normalitu dat. Byl proto použit chí kvadrát test, který je vhodný pro ověření normálního rozdělení naměřených dat. Tento test potvrdil normálnost rozdělení.

V další části testování byly použity studentovy oboustranné a jednostranné t-testy. Pomocí oboustranného t – testu bylo zjištěno, že zátěž má vliv na změnu systolického krevního tlaku, délku repetic RR intervalu. Naproti tomu u parametrů napětí špička-špička u QRS komplexu a diastolického krevního tlaku t-test nepotvrdil vliv zátěže, což ale neznamená, že neexistuje, pouze nebyla dostatečná síla testu k jeho prokázání.

Z výsledků jednostranného testu lze usoudit, že délka repetic se s rostoucí zátěží snižuje. Se zvyšující zátěží t-test prokázal zvýšení systolického krevního tlaku. Pro diastolický tlak opět jednostranný t-test nepotvrdil vliv zátěže, taktéž pro napětí špička-špička QRS komplexu nepotvrdil vliv zátěže na jeho zvýšení.

Pro účely této práce je nutno znát rozdíl mezi teorií a hypotézou. V práci bylo cílem ukázat postup ověřování hypotéz v této problematice. Hypotéza je však tvrzení, které ještě nebylo ověřeno v praxi. V této práci byla jako hypotéza brána i teorie. Například délka repetic EKG se se zátěží snižuje, což bylo v literatuře ověřeno. Cílem však bylo pouze ukázat praktický postup.

Všechny zjištěné výsledky platí pro statistický test, s hladinou významnosti  $\alpha=95\%$ . Pro lepší určení výsledků by bylo potřeba více dobrovolníků, ale úkolem této práce je pouze ukázat, jak by se s problematikou pracovalo v praxi.

V další části bakalářské práce bylo za úkol vytvořit funkce pro analýzu dat a dále v grafickém prostředí programu Matlab, Guide, tyto funkce implementovat a vytvořit aplikační rozhraní.

V tomto prostředí je tedy možné analyzovat naměřená data, z programu AcqKnowledge, v časové a frekvenční oblasti. Hlavní panel programu je rozdělen na dva identické, samostatně pracující bloky, které zde jsou pro požadavek porovnávání dvou signálů před a po zátěži, případně dvou různých analýz jedné osoby.

V časových analýzách je možné vybrat tyto analýzy: odstranění stejnosměrné složky, plavání signálu, síťového šumu. Dále je zde zařazena detekce RR intervalů a tachogram, který ukazuje nepravidelnost trvání jednotlivých RR intervalů. Ve frekvenční oblasti je pak na výběr zobrazení amplitudového spektra, odstranění stejnosměrné složky, plavání signálu, síťového šumu. Jsou zde zařazeny i obě metody

určení výkonového spektra, které se od sebe liší váhováním okny. Tyto metody, spolu s tachogramem, se zabývají hodnocením variability srdeční frekvence a z naměřených výsledků je zjištěno, že každá metoda dochází k jiným výsledkům. V klinické praxi se používá více než metoda komplexně sdruženého spektra metoda periodogramu s váhováním oknem, v této práci oknem Hammingovým, tudíž je tato metoda považována za přesnější.[10]

Další srovnání lze provést při hodnocení poměru spektrálních hustot. Výsledky se téměř shodovaly s hodnotami z praxe. Rozdíly mohly být způsobeny nepřesným měřením, nedokonalou detekcí RR intervalů, nebo také tím, že v této práci je počítáno spektrum jednou realizací, kdežto v praxi se měření provádí dlouhodobě a k výpočtu spektra je tedy k dispozici mnohem větší počet realizací. Tato práce však pouze ukazuje postup, jak by se výkonové spektrum počítalo v praxi.

Do programu je rovněž zařazena funkce pro výpočet tepové frekvence, která je v prostředí Guide reprezentována vlastním tlačítkem. Při měření EKG byla také u pěti lidí změřena palpačně tepová frekvence před a po zátěži a tyto výsledky jsou srovnávány s naprogramovanou funkcí v programu Matlab. Tyto výsledky se téměř shodují. Rozdíly mezi oběma tepovými frekvencemi mohou být v tom, že palpačně se měřil tep až po zátěži, takže mohlo dojít k uklidnění člověka.

Aplikační rozhraní je nastaveno tak, aby bylo pro uživatele co nejjednodušší a uživatelsky příjemné. Komunikuje s uživatelem přes okna s upozorněními, která uživatele dovedou k potřebné analýze.

# LITERATURA

- [1] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 2., rozš. vyd. Praha: Grada, 2005, 149 s.
- [2] CHMELAR, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995, 192 s.
- [3] NAVRÁTIL, Leoš. *Vnitřní lékařství: pro nelékařské zdravotnické obory*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008, 424 s.
- [4] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 6. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, 2004.
- [5] ZVÁROVÁ, J. *Základy statistiky pro biomedicínské obory* [online]. Vyd. 1. Praha: Karolinum, 2002, 218 s. [cit. 2011-12-25].
- [6] BIOPAC MP System Hardware Guide. Goleta USA, 2008. 13. 5. 2008, dostupné z WWW: <[http://www.biopac.com/Manuals/mp\\_hardware\\_guide.pdf](http://www.biopac.com/Manuals/mp_hardware_guide.pdf)>.
- [7] WILHELM, Z. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. 3. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2002, 116s.
- [8] FAJMON, B. *Pravděpodobnost, statistika a operační výzkumu*. Brno: Vysoké učení technické, 312 s.
- [9] HONZÍKOVÁ, n. *Biologie člověka*. Brno: Vysoké učení technické, 140 s.
- [10] *Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use*. European Heart Journal [online]. 1996. Dostupné z URL: <[http://www.escardio.org/guidelines-surveys/esc-guidelines/Scientific\\_Statements/Documents/guidelines-Heart-Rate-Variability-FT-1996.pdf](http://www.escardio.org/guidelines-surveys/esc-guidelines/Scientific_Statements/Documents/guidelines-Heart-Rate-Variability-FT-1996.pdf)>. [cit. 2012-05-20].
- [11] FRÁŇA, P.; SOUČEK, M. *Hodnocení variability srdeční frekvence, její klinický význam a možnost ovlivnění*. Dostupné z URL: <<http://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xbcr/zc/1881.pdf>> . [cit. 2012-05-20].
- [12] JAN, J. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. vyd. Brno: VUTUM, 2002, 427 s.
- [13] ZAPLATÍLEK, K.; DOŇAR B. *MATLAB: začínáme se signály*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2006, 271 s
- [14] ZAPLATÍLEK, K; DOŇAR B. *MATLAB pro začátečníky*. 2. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 151 s.
- [15] ZAPLATÍLEK, K; DOŇAR B. *MATLAB: tvorba uživatelských aplikací*. 1. vyd. Praha: BEN, 2004, 215 s.
- [16] Srdce. *transplantace.eu* [online]. 31. 08. 2007 [cit. 23.5.2012]. Dostupný na WWW: <<http://www.transplantace.eu/srdce/uvod.php>>.
- [17] Historie EKG. *protomag.com*: Hulton archive [online]. jaro 2009 [cit. 23.5.2012]. Dostupný na WWW: <<http://protomag.com/assets/history-of-ecg>>.

- [18] Průběh EKG. *vernier.cz* [online]. 2011 [cit. 23.5.2012]. Dostupný na WWW: <<http://www.vernier.cz/produkty/podrobne-informace/kod/EKG-BTA>>.
- [19] Bipolární svody. *ekg.kvalitne.cz* [online]. [cit. 23.5.2012]. Dostupný na WWW: <<http://ekg.kvalitne.cz/svody.htm>>.
- [20] Elektrody. *egamed.sk* [online]. [cit. 23.5.2012]. Dostupný na WWW: <[http://www.egamed.sk/produkt/ekg\\_elektrody.htm](http://www.egamed.sk/produkt/ekg_elektrody.htm)>.
- [21] Měření krevního tlaku. *nlm.nih.gov* [online]. 22.5.2012 [cit. 23.5.2012]. Dostupný na WWW: <<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/highbloodpressure.html>>.
- [22] Auskultační metoda. *homepage.smc.edu* [online]. [cit. 23.5.2012]. Dostupný na WWW: <[http://homepage.smc.edu/wissmann\\_paul/anatomy1/1bloodpressure.html](http://homepage.smc.edu/wissmann_paul/anatomy1/1bloodpressure.html)>.
- [23] Proudění. *cvphysiology.com* [online]. 10.4.2007 [cit. 23.5.2012]. Dostupný na WWW: <<http://www.cvphysiology.com/Hemodynamics/H007.htm>>.
- [24] LIVINGSTONE, Churchill. *web.squ.edu.om/* [online]. 2000 [cit. 23.5.2012]. Dostupný na WWW: <[http://web.squ.edu.om/med-Lib/MED\\_CD/E\\_CDs/anesthesia/site/content/v03/030257r00.htm](http://web.squ.edu.om/med-Lib/MED_CD/E_CDs/anesthesia/site/content/v03/030257r00.htm)>.
- [25] VOJTOVÁ, Jitka. *osetrovatelstvi.eu* [online]. 16. 2. 2012 [cit. 23.5.2012]. Dostupný na WWW: <<http://www.osetrovatelstvi.eu/index.php/klinicka-propedeutika/13-klinicka-propedeutika/46-elektrograficke-vysetrovaci-metody>>.

# **PŘÍLOHA: OBSAH CD-ROM**

Jednotlivé adresáře na CD-ROM obsahují:

1.      Bakalářská práce – Text bakalářské práce ve formátu PDF
2.      Program – Program vytvořený v prostředí Matlab
3.      Statistika – Výpočty parametrického t testu a chí kvadrát testu v programu Excel.
4.      Naměřená data – Naměřené průběhy ve formátu prostředí Acqknowledge a Matlab.